

Untersuchungen an der einseitigen
Freiendprothese mit besonderer
Berücksichtigung der einseitig gelagerten
Freiendprothese

Hans Christoph Hommel

1961

Aus der Klinik für Zahn-, Mund- und Kieferkrankheiten
der Universität München

Direktor: Prof. Dr. Dr. J. Heiss

UNTERSUCHUNGEN AN DER EINSEITIGEN FREIENDPROTHESE
MIT BESONDERER BERÜCKSICHTIGUNG DER EINSEITIG
GELAGERTEN FREIENDPROTHESE

INAUGURAL-DISSERTATION

zur Erlangung der Doktorwürde in der Zahnheilkunde
verfaßt und einer Hohen Medizinischen Fakultät der
Ludwig - Maximilians - Universität zu München

vorgelegt von

Hans Christoph Hommel

aus

Langenau Krs. Ulm/Donau

München 1961

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter: Prof. Dr. van Thiel

Dekan: Prof. Dr. Dr. H. Eyer

Tag der mündlichen Prüfung: 10. Januar 1961



I N H A L T

	Seite
Aufgabenstellung	1
Warum soll eine einseitige Endlücke prothetisch versorgt werden?	2
Aufgaben einer Prothese	3
Betrachtungen zur Bio-Mechanik der einseitigen Freiid-prothese	6
A. Die Dynamik der Prothese	6
B. Die Prothesenstatik	7
C. Über die Nachgiebigkeit der Kieferschleimhaut als Fundament für die Lagerung der Prothese	13
D. Die Kinematik in Verbindung mit der Statik der Prothese	15
Beispiele für bisher übliche und bekannte Prothesentypen zur Versorgung der einseitigen Endlücke	28
A. Der gingival getragene Typus	30
1. rein gingival getragen	30
2. federnd abgestützt	32
3. gelenkig verbunden	35
B. Der paradental-gingival getragene Typus	38
1. sattelnah abgestützt	39
2. sattelfern abgestützt	39
3. durch Scharniergelenk verbunden	39

	Seite
Einseitig gelagerte Freidendprothesen	41
Vergleichende Betrachtung	52
Vergleichende Untersuchungen einseitig gelagerter Freidendprothesen durch Belastungsversuche auf dem Modell	54
Andere praktische Lösungen des Problems der paralle- len Sattelführung	72
Eine gute, brauchbare Lösung zur prothetischen Ver- sorgung der einseitigen Endlücke mit breitem Indika- tionsbereich	74
Kasuistik	78
Vergleichende Untersuchungen an Gipsmodellen der in der Kasuistik beschriebenen Fälle	101
Zusammenfassung	110
Literatur	111

Aufgabenstellung

Gegenüber den Fragen der gesamten zahnärztlichen Prothetik steht die Therapie des weitgehend verstümmelten Gebisses durch die partielle Prothese, was die Vielseitigkeit ihrer Aufgaben und die Fülle der einschlägigen Probleme angeht, bei weitem im Vordergrund (41), und über kaum ein anderes Gebiet der zahnärztlichen Prothetik wurde mehr geschrieben, referiert und diskutiert als über das der partiellen Prothese. Unter der Vielfalt in der Problematik der partiellen Prothetik nimmt nun die einseitige und doppelseitige Freidendprothese eine Sonderstellung ein, die sich aus der schwierigen oralen Situation der Prothesenlagerung auf Restgebiß und Schleimhaut, die verschiedene Resilienzwerte aufweisen, ergibt.

Gerade bei der kurzen Endlücke treten für eine prothetische Versorgung besondere Schwierigkeiten zutage: Soll der Prothesensattel ausschließlich der Schleimhaut aufgelagert werden, so ist eine verhältnismäßig geringe Basisfläche des Prothesenlagers zur Aufnahme des übertragenen Kaudruckes vorhanden; soll die Prothese ausschließlich dem Restgebiß aufgelagert werden, wie dies z.B. bei den heute allgemein nicht mehr üblichen festsitzenden Extensionsbrücken der Fall ist, so treten erhebliche, die Pfeilerzähne auf Kippung belastende Hebelkräfte auf; die dritte und letzte Möglichkeit, nämlich die Lagerung auf Restgebiß und Schleimhaut bietet für die lange Endlücke statisch keine Schwierigkeit, jedoch für die kurze Endlücke können erhebliche Schwierigkeiten auftreten. Man sieht also, daß alle 3 möglichen Arten der Lagerung für den kurzen Freindsattel nach oberflächlicher Betrachtung nicht den Idealfall darstellen.

Es soll nun Aufgabe dieser Arbeit sein, Untersuchungen theoretischer und praktischer Art darüber anzustellen, welche Art der Lagerung sich bei entsprechender Indikationsstellung als die günstigste erweist.

Hierzu ist es unumgänglich, eingehende Untersuchungen und Betrachtungen über die Prothesenmechanik, insbesondere die Statik und Kinematik anzustellen. Eine Darstellung und Beschreibung älterer und neuerer Prothesenkonstruktionen soll einen Überblick vermitteln über die Vielfalt der Lösungsmöglichkeiten.

Ein besonderes Augenmerk soll auf die seit über einem Jahrzehnt als "einseitig gelagerte Freidendprothesen" entwickelten Konstruktionen von Darcissac, Zuccoli, Schön, Strack, Strini, Körber, Heintz u.a. gerichtet werden. Der Begriff "einseitig gelagerte Freidendprothese" bedarf einer genauen Definition: Man versteht darunter einen Prothesentyp, dessen Sattel-,

Verbindungs- und Ankerteile auf einer Kieferseite gelagert sind, also zur Gegenseite keine Versteifung oder Abstützung erfahren. Dieser Prothesentypus kommt nur zur Anwendung in Fällen von einseitig verkürzter Zahnreihe, wo mindestens noch 1 oder 2 Praemolaren stehen. Fehlen jedoch beide Praemolaren und eventuell auch noch der Eckzahn, so sind umfangreichere Konstruktionen mit bilateraler Abstützung oder Versteifung indiziert. Eben diese Konstruktionen der "einseitig gelagerten Freundprothese" sollen auf dem Modell mit elastischem Prothesenlager einer funktionellen Prüfung durch Belastungsversuche unterzogen werden, wobei die Ergebnisse in Vergleich zu bringen sind, mit denen aus den theoretischen Betrachtungen und Berechnungen der Prothesenstatik und -Kinematik.

Eine abschließende Kasuistik entsprechender klinischer Fälle soll zur Ergänzung der theoretischen und praktischen Untersuchungen dienen. Die Anwendung eines besonderen Verfahrens für vergleichende Untersuchungen mittels Modellschnitten bei in der Kasuistik beschriebenen Fällen soll Aufschluß geben über die Reaktion im Prothesenlager nach einer bestimmten Tragezeit, wobei die Ergebnisse ebenfalls mit denen der statisch-kinematischen Untersuchungen, sowie der Belastungsversuche auf dem Modell in Vergleich zu bringen sind.

Warum soll eine einseitige Endlücke prothetisch versorgt werden?

In früheren Jahren wurden einseitige Endlücken wenig oder fast überhaupt nicht prothetisch versorgt, fast nur wenn es sich um eine größere Sattelausdehnung handelte und dann auch nur aus prophylaktischen Gründen, nämlich um das in die Lücke wachsen der Antagonisten zu verhindern. Nach Rumpel (1927) (57) fallen funktionelle Momente fort, da der Patient sowieso auf der Prothesenseite nicht kaut, wenn dies auf der anderen vollbezahnten Kieferhälfte besser geht. Sind in einer Gebißhälfte im Ober- und Unterkiefer einseitig begrenzte Zahn-lücken vorhanden, die sich antagonistisch gegenüberliegen, so ist nach Rumpel überhaupt keine Indikation für einen Zahnersatz gegeben, da für diesen Fall auch die prophylaktischen Gesichtspunkte fortfallen. Im Gegensatz dazu erwarten wir heute von einer derartigen Prothese doch auch einen gewissen kaufunktionellen Wert, wenn wir uns auch darüber klar sein müssen, daß wir die frühere Kaukraft und Kaufunktion nicht vollständig wiedererlangen können. Wir haben es ja entweder mit einer rein gingival oder einer gingival-parodontal getragenen Prothese zu tun. Das prophylaktische Moment richtet sich heute nicht nur auf das in die Lücke wachsen der Antagonisten, sondern auch auf andere Schäden, die durch das Freibleiben einer Lücke entstehen können, nämlich weitgehende Resorption des Kieferknochens durch Zungen- und Wangendruck und

damit ungünstige Verhältnisse für einen eventuell notwendig werdenden späteren Totalersatz neben kosmetischen Nachteilen durch Einfallen der Wange, außerdem vermehrter Kariesbefall der außer Funktion stehenden Antagonisten. Ritter, Heidelberg, macht auf eine Gesichtsasymmetrie und auf eine mehrfach beobachtete Arthritis deformans des Kiefergelenks auf der Kauseite aufmerksam, die durch das einseitige Kauen bewirkt werden können (56).

Wenn in früheren Jahren weniger einseitige Freiidprothesen angefertigt wurden, so soll das nicht heißen, daß es an Konstruktionsvorschlägen gefehlt hätte, gleichlaufend mit der Entwicklung der partiellen Prothese traten auch mannigfache Formen der einseitigen Freiidprothese auf. Ob es nun einfache schleimhautgetragene, in verschiedener Form federnd abgestützte, teilweise starr gelagerte oder gelenkig verbundene Formen waren, sie entstanden alle mehr oder weniger aus empirischen Erwägungen und waren deshalb in ihrer Funktion Zufälligkeiten unterworfen, so daß sie meist nicht die Erwartungen von Patient und Behandler erfüllen konnten, ja häufig eine nicht geringe Schädigung des Prothesenlagers und des Restgebisses verursachten. Solche Prothesen wurden vom Patient meist schlecht oder überhaupt nicht inkorporiert, das heißt, sie wurden vielfach nicht getragen, besonders wenn man auf der anderen Kieferseite und im Frontzahnbereich noch gut kauen konnte. Diese Zufälligkeiten in der Funktion sucht man heute durch eine genaue Planung entsprechend den wissenschaftlichen Erkenntnissen der Mechanik und Statik unter Berücksichtigung der biologisch-physiologischen Verhältnisse auszuschalten und eine so entstandene Prothese wird sich auch leichter in das Funktionsgeschehen einfügen und vom Patient auch inkorporiert werden.

Wenn sich die Patienten trotz Aufklärung über die zu erwartenden Schäden durch die einseitig verkürzte Zahnreihe oft nicht von der Notwendigkeit einer prothetischen Versorgung überzeugen lassen, so hat das außer finanziellen meist psychische Gründe; viele Patienten wollen sich wegen ein paar fehlender Mahlzähne nicht mit einer abnehmbaren Prothese, die sich in ihrer Ausdehnung auf den ganzen Kiefer erstreckt, belasten, die sie zum Gebißkrüppel stempelt.

Diesem Umstand sollen nun die schon oben erwähnten Konstruktionen der "einseitig gelagerten Freiidprothese" Rechnung tragen, indem sie sich in ihrer Ausdehnung auf eine Kieferseite beschränken und mehr den Charakter einer abnehmbaren Brücke tragen und so den Patienten psychisch weniger belasten. Dieselben Überlegungen führten bei der Schaltprothese zur Konstruktion der sogenannten "Spinne", die in Amerika sehr verbreitet zur Anwendung kommt.

Aufgaben einer Prothese

Die partielle Prothese ist das therapeutische Mittel, um die Funktionseinbußen zu beheben, die jener Organkomplex, den Wild als den mandibulo-maxillären Apparat bezeichnet, durch Zahnverlust erlitten hat (90). Prothetik ist eine Therapie, die sich mit jener des Arztes durchaus vergleichen läßt, die auch immer wieder darin besteht, Organfunktionen wieder in Gang zu bringen oder zu verbessern. Die Therapie des Arztes besteht gewöhnlich darin, daß dem kranken Organismus neue Energien auf medikamentösem, diätetischem, physikalischem Wege zugeführt werden. Die totale und die partielle Zahnlosigkeit ist die Folge, aber auch die Ursache verschiedener Krankheiten. Die wichtigste Funktion unseres Organs, des mandibulo-maxillären Apparates ist nach Wild die Mastikation, d.h. die mechanische Zerteilung und Einspeichelung der eingeführten Nahrung: die mechanische und chemisch enzymatische Vorbereitung der Digestion und die Ermöglichung des Transportes der Ingesta in den Verdauungstrakt. Die Nahrungszerteilung durch das Kauen ist ein mechanischer Vorgang und geschieht durch Ausübung von Druck auf die Nahrung zwischen den Zahnreihen durch Bewegung des Unterkiefers gegen den Oberkiefer. Dieser Vorgang setzt die Kraft der Kaumuskeln und die Existenz des physikalischen Erfolgsorgans, der Zahnreihen, voraus. Die Kraft ist auch bei vollständiger Zahnlosigkeit vorhanden; die Kaumuskeln funktionieren auch dann. Es fehlt aber das mechanische Erfolgsorgan, in dem die Kraft zur Wirkung gelangt, das Gebiß. Unsere Aufgabe ist also nicht neue Energien dem Organismus zuzuführen, sondern den vorhandenen die Wirkung wieder zu ermöglichen, indem an die Stelle der verloren gegangenen Zähne ein Fremdkörper gesetzt wird, der die Kaufunktion, die Sprechfunktion und die physiognomische Funktion, im Lückengebiß auch den statischen Zustand wieder herstellen soll. Strack (69) hat dies mit anderen Worten in seinem "harmonischen Wirkungsgefüge des Gebißsystems" zusammengefaßt, wobei er folgende 6 Funktionen unterscheidet: 1. Kaufunktion, 2. Sprachfunktion, 3. Speichelfunktion, 4. Bewegungsfunktion, 5. Funktion des parodontalen Apparates und 6. Funktion der akzessorischen Kaumuskulatur. Nach Wild soll dieser Fremdkörper, soweit er sichtbar ist, in bezug auf seine Formen und Farben dem ursprünglichen Gebiß gleichen, die Kaufläche muß von einer bestimmten Härte sein und ein Relief aufweisen, das die Speisenzerteilung erleichtert. Er muß auf dem lebenden Fundament, dem Kiefer oder dem Restgebiß festgehalten sein. Der Träger der Prothese soll nicht nur die erwähnten Funktionen wieder ausüben können, er soll auch die Gegenwart des Fremdkörpers nicht spüren: die Prothese soll inkorporiert sein. Eine wichtige und nicht immer leicht zu erfüllende Forderung ist: die Prothese darf nicht schaden.

Nach Elbrecht (11) stellt die partielle Prothese eine Paradentalbehandlung im Sinne der Parodontoseprophylaxe dar, sie soll nicht nur nicht schaden, sondern vielmehr eine Stabilisierung der lückigen Zahnreihen und die Entstehung eines artikulären Gleichgewichtszustandes herbeiführen, was eine möglichst lange Erhaltung des Restgebisses sichert. Schröder (74) fordert eine biostatische Einheit von noch vorhandenen, natürlichen Zähnen und Zahnersatz, was nur bei ausschließlich paradentaler Verankerung wie bei der Schaltprothese zu erreichen ist.

Es ergeben sich Wünsche und Forderungen an die Prothese, die von ganz verschiedenen Standpunkten aus erfolgen und auf ganz verschiedene Ziele gerichtet sind. Schon die vier Funktionen, die es immer wieder gilt zu ermöglichen oder zu verbessern, sind ganz verschiedener Art: physiologischer, ästhetischer, mechanischer Art. Ihre Heterogenität schafft leicht das Dilemma, den Widerspruch, die Unsicherheit, oft sogar die Unerfüllbarkeit.

Der Erfolg liegt weniger in der Kostspieligkeit der Materialien oder in der Kompliziertheit der Methoden, als vielmehr im reichen Wissen, im richtigen Denken und im festen Willen, dem Patienten soweit wie nur möglich zu helfen. Die Prothese ist als Therapeutikum nicht Selbstzweck, sondern Mittel zum Zweck, das Mittel, dem Patienten zu helfen.

Die partielle Prothese wird in ein lebendes Milieu hineingesetzt, das sich besonders durch die Eigenschaft fast ständiger Bewegung auszeichnet, diese Eigenschaft überträgt sich gewissermaßen auf die Prothese, die ja dazu bestimmt ist, die bewegende Kraft als Kaudruck aufzunehmen. Die Prothese ist daher als beweglicher Körper aufzufassen, gleichgültig, wie sie mit dem Restgebiß verbunden ist. Die Bewegung äußert sich entweder als solche der Prothese allein, oder als Bewegung der Prothese mitsamt dem Fundament entweder als basale oder als fundamentale Bewegung. Es liegt daher auf der Hand, als "Prothesenmechanik" zusammenzufassen, was wir von ihrer Beweglichkeit wissen. Diese Lehre läßt sich in die Lehre von den bewegenden Kräften, die Dynamik der Prothese, in diejenige von den Bewegungsformen, die Kinematik der Prothese und die von der Herstellung des Gleichgewichtszustandes oder der Stabilität der Prothese, in die Statik der Prothese einteilen. (90)

Die Kenntnis ihrer Mechanik ist ein unentbehrliches Rüstzeug bei der Konstruktion der Prothese.

Betrachtungen zur Bio-Mechanik der einseitigen Freidendprothese

A. Die Dynamik der Prothese

Die wichtigste Kraft, durch die die Prothese bewegt wird, ist die Kaukraft, die in den Kaumuskeln, den Schließern und Verschiebern, erzeugt wird und den Unterkiefer beim Kauen und Sprechen bewegen. Daneben sind aber auch andere Kräfte, z.B. die der Zungen- und Lippenmuskulatur, die Schwerkraft usw. von Bedeutung. Die Wirkung der Kaukraft auf die beiden Kauflächenkomplexe und den zwischen ihnen liegenden Bissen ist der Kaudruck. Die mechanische Bedeutung von Kaukraft und Kaudruck für jede Art von Prothese wird uns durch das Studium des Kauvorganges selbst klar. Nicht alle Bewegungen, die der Unterkiefer ausführen kann, sind Kaubewegungen. Die wirklichen Kaubewegungen sind nur diejenigen, die der Unterkiefer während des Kauens ausführt. Diese sind immer mit Zungenbewegungen kombiniert. Die Bewegungen, die Zunge und Unterkiefer beim Kauen gleichzeitig ausführen, tendieren in dieselbe Richtung, sie sind homotrop. Im Kauvorgang läßt sich ein interessantes Prinzip feststellen, das der Zweckmäßigkeit und Ökonomie. Die Kaubewegungen sind final determiniert und durch das Prinzip des bestmöglichen Effektes ohne unnötigen Kräfteverbrauch charakterisiert. Im stark reduzierten Lückengebiß wird z.B. der Unterkiefer für die Dauer so verschoben, daß immer noch der unter den gegebenen Verhältnissen beste Effekt erreicht wird. Die Abrasionen im vollbezahnten wie im Lückengebiß sind Bewegungsmarken, die uns die Richtung der Artikulations- oder Reibebewegungen verraten. Diese Marken lassen deutlich erkennen, daß die Reibebewegungen stets transversal, d.h. von einer Seite gegen die andere, von facial nach oral verlaufen, nicht aber sagittal, nicht von vorn nach hinten oder umgekehrt. Die Propulsions- und Retropulsionsbewegungen kann der Unterkiefer "bewußt" wohl ausführen, aber beim reflektorischen Kauen tut er das in der Regel nicht, weil diese Bewegungen weder zweckmäßig noch homotrop ablaufen können.

Das Studium von den Kaubahnen gibt uns ein Bild von den Formen und Richtungen der Unterkieferbewegungen während des Kauens. Die Bewegung des Unterkiefers ist aber auch die Ursache für die Bewegung der Prothese. Je nach Art der mechanischen Verbindung der beiden Systeme "Prothese" und "Restgebiß" bewegt sich die Prothese allein oder gemeinsam mit ihrem lebenden Fundament. Eine nicht verankerte partielle Prothese bewegt sich unter der Einwirkung des Kaudrucks auf dem Fundament für sich, es bewegt sich nur die Prothesenbasis (basale Bewegung).

Durch gelenkige Verankerung werden die beiden Systeme - wenigstens theoretisch - voneinander getrennt. Ein ideales Gelenk würde die Kräfte von der

Prothese nur auf das gingivale, nicht aber auf das dentale Fundament übertragen.

Wenn aber durch Anwendung starrer Anker beide Systeme mechanisch zu einem verbunden sind, wirken sich alle Kräfte, die die Prothese treffen, auch im dentalen Fundament aus; es bewegt sich das Fundament (fundamentale Bewegung).

B. Die Prothesenstatik

Die mechanisch prophylaktische Aufgabe der partiellen Prothese läßt sich als Erhaltung oder Wiederherstellung des biostatischen Zustandes im Lückengebitt definieren. Dieses Ziel kann aber nur erreicht werden, wenn die Prothese selbst sich auch während der Beanspruchung durch die Kaukraft im Gleichgewichtszustand befindet. Der statische Bau der Prothese ist nach Wild (90) Voraussetzung und Ursache für den statischen Zustand des prothetisch behandelten Lückengebisses. Ohne Statik keine Biostatik,

Wenn die Prothese nicht sorgfältig nach statischen Grundsätzen konstruiert ist, bildet sich als Wirkung der Kaukraft auf die Prothese ein Drehmoment (M). Dieses ist die Bereitschaft der Prothese, sich um eine Achse zu bewegen. Seine Größe ist abhängig von der Größe der Kraft (K) und von der Länge des Hebelarmes (h)

$$M = K \cdot h$$

Das Geheimnis der Stabilität der Prothese liegt in der Verhütung der Entstehung von Angriffshebeln für die Kaukraft. Wo es nicht möglich ist, die Angriffshebel durch statischen Bau der Prothese in ihrer Bildung zu verhindern, wird man ihre Länge auf ein Mindestmaß reduzieren.

Die Rotationsachsen liegen - theoretisch - in einer horizontalen Ebene und sind sagittal oder transversal gestellt. Die Rotationsbewegungen erfolgen um diese Achsen, die auf der Arbeitsseite liegen. Auf der Arbeitsseite ist die Bewegung der Prothese eine Rotation, auf der Balancierseite eine Elevation.

Bei starr verankerten Prothesen befinden sich die Achsen intraalveolär, im Alveolarfortsatz, bei nicht verankerten oder gelenkig verankerten Prothesen außerhalb derse ben, extraalveolär; bei elastischer Verankerung entsteht sowohl eine extra- wie eine intraalveoläre Achse. Außer den Rotationen kommen auch Translationen in verkehrter Richtung vor, und zwar bei jeder Verankerungsart.

Ein Mittel zur Stabilisierung der Prothesen ist die Anwendung des Prinzips vom zweiarmigen Hebel, d.h. es wird dem Angriffsmoment (Ma) ein größeres Widerstandsmoment (Mw) gegenübergestellt. Das ist möglich durch Gruppierung der

Ankerzähne an den Ecken eines gedachten Dreiecks, Vierecks oder Vielecks; durch die geometrische oder "flächenhafte" Gruppierung der Anker. Die Widerstandskraft ist die Implantation, die Kraft, mit der die Ankerzähne in ihrer Alveole festgehalten sind. Das Symbol der Konstruktion ist

$$\begin{array}{ccc} \text{Mw} & \rangle & \text{Ma} \\ \text{Kw} \cdot \text{hw} & \rangle & \text{Ka} \cdot \text{ha} \end{array}$$

Auf der Widerstandsseite große Widerstandskraft, lange Widerstandshebel - auf der Angriffsseite kurze Angriffshebel. Eventuell läßt sich auch eine Verkleinerung der Angriffskraft, in diesem Falle des Kaudruckes, durch Reduktion der Kaufläche erreichen.

Die Richtung und Wirkung der Angriffs- und Widerstandshebel läßt sich im Hebel diagramm veranschaulichen. Dieses kann auf einer Horizontal- oder auf einer Vertikalebene (einer sagittalen oder frontalen) dargestellt werden. Dieses Verfahren ist ein unentbehrliches Hilfsmittel für die Aufstellung des Konstruktionsplanes geworden, es zwingt zu sorgfältiger Überlegung.

Für die partielle Prothese sind viele Konstruktionselemente im vorhandenen Lückengebiß gegeben im Gegensatz zur totalen Prothese. Nach Wild soll die partielle Prothese in den gegebenen anatomisch physiologischen Rahmen nicht nur hineingestellt, sondern hineinkomponiert werden. Hierbei beansprucht die Prophylaxe, die Schonung und Erhaltung des Restgebisses eine maßgebende Rolle für sich. Sie diktiert weitgehend unsere Behandlungsmaßnahmen. Von besonderer Bedeutung ist dabei die Mechanik der Anker.

Die Form in der sich das Lückengebiß präsentiert, gibt die ersten Richtlinien für den Plan. Wild teilt das Lückengebiß in 3 Klassen ein:

1. Unterbrechung
2. Verkürzung der Zahnreihe
3. Kombinationen von Unterbrechungen und Verkürzungen.

Wild unterscheidet demnach

eingeschaltete Prothesen,
Verlängerungsprothesen und
Kombinationen dieser beiden.

In der Literatur sind verschiedene andere Schemata für die Einteilung des Restgebisses angegeben, die kurz erwähnt werden sollen (81).

Nach dem Restgebiß teilen folgende Autoren ein: Kennedy, Wild, Rehm; Eichner teilt ein nach Stützzonen, wobei gleichzeitig beide Kiefer

berücksichtigt werden, und Strack teilt ein nach Vitien.

Nach der Art der Teilprothesen teilen ein: Rumpel, Max Müller, Elbrecht, Cummer, Bonyhard.

Für unsere weiteren Betrachtungen von Bedeutung ist lediglich die 2. Klasse, nämlich die Verkürzung der Zahnreihe, genauer die einseitige Verkürzung der Zahnreihe, dazu gehören also die einseitige Verlängerungsprothese oder nach Max Müller die einseitige Freiidprothese.

Die Belastung, das ist die Wirkung der Kaukraft auf das Fundament, ist entweder dental (paradental) oder gingival. Nach Wild (90) ist die Vereinigung dentaler mit gingivaler Belastung an ein und derselben Lücke unzweckmäßig. Dieser Grundsatz ist sicherlich beim Typ der Unterbrechung, also dem Typ der eingeschalteten Prothese richtig, kann aber nach den heutigen Erkenntnissen nicht mehr unbedingt auf den Typ der Verkürzung der Zahnreihe, also der Verlängerungs- oder Freiidprothese zutreffend sein. Bezeichnend dafür ist die Tendenz mehrerer Autoren der Gegenwart wie Spreng, van Thiel, Drum, Häupl u. a., auch bei Freiidprothesen zur starren Lagerung auf dem Restgebiß überzugehen, es ist also eine Vereinigung dentaler mit gingivaler Belastung, die sich bei entsprechender Konstruktion als sehr zweckmäßig erweist.

Die dentale Belastung ergibt den maximalen Belastungseffekt, die gingivale nach Wild (90) nur ein Viertel oder ein Fünftel davon.

Die dentale Belastung verdient somit vor der gingivalen den Vorzug und ist, wo immer möglich, anzuwenden. Sie ist grundsätzlich möglich bei unterbrochener Zahnreihe. Das Mittel der dentalen Belastung ist die starre Verankerung, das Mittel der gingivalen Belastung ist die gelenkige. Theoretisch wäre die gelenkige das Ideal bei gingivaler Belastung; aber in dieser Vollkommenheit ist sie noch nicht gefunden. Die bis jetzt angewandten Formen sind noch mehr oder weniger kompliziert, empfindlich und kostspielig.

Die starre Verankerung überträgt alle Kräfte, die die Prothese treffen, auf die Ankerzähne; die gelenkige Verankerung überträgt im Idealfall alle Kräfte auf die Gingiva und den Alveolar-Knochen; die elastische läßt nur die Federkraft der elastischen Klammerarme oder des elastischen Klammerstiels zur Wirkung kommen. Das einfachste Mittel für die bewegliche Verankerung ist die Klammer mit elastischen Klammerarmen.

Folgende Tabelle von Wild gibt eine Übersicht über die mechanische Wirkung der verschiedenen Anker für abnehmbare Prothesen.

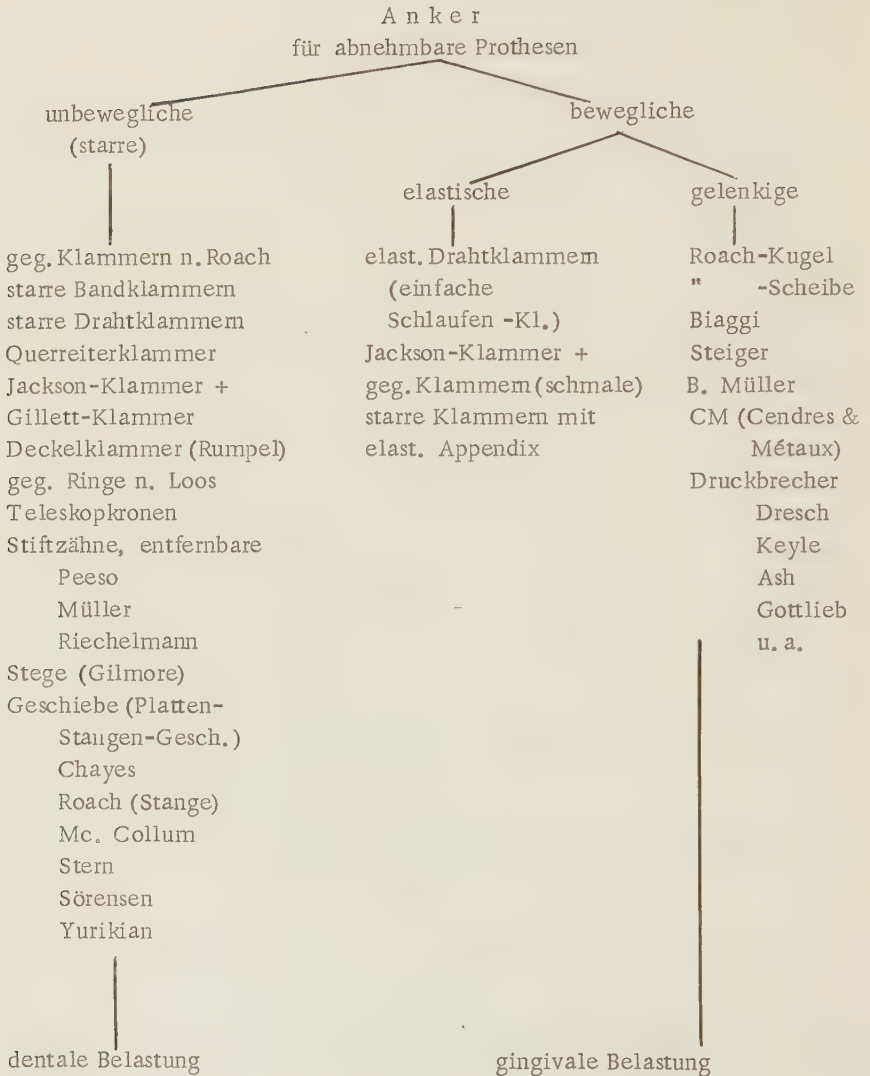


Abb. 1 (Nachzeichnung n. Wild (90))

Bei Behandlung der verkürzten Zahnreihe durch die partielle Prothese mit starrer Verankerung ist bei ungenügender Stabilität mit einer transversalen Rotationsbewegung um eine sagittale intraalveoläre Achse zu rechnen. Die Bewegung vollzieht sich in der Alveole und umfaßt Prothese und Ankerzähne. Dazu kommt noch jene minimale vertikale Translation der Ankerzähne in ihrer Alveole, die der Richtung nach der "physiologischen" Bewegung entspricht. Die Wirkung der Rotation um die sagittale Achse macht sich besonders rasch geltend bei linearer Gruppierung der Ankerzähne, z.B. bei frontalen oder lateralen Brücken, auch bei den später zu besprechenden "einseitig gelagerten Freidendprothesen". Bei geometrischer Gruppierung der Ankerzähne hingegen kann die Bewegung um die sagittale Achse durch Anwendung des Prinzips des doppelarmigen Hebels ausgeschaltet oder vermindert werden.

Das Problem der Konstruktion der Prothese bei unterbrochener Zahnreihe durch starre Anker ist relativ einfach; es handelt sich eigentlich nur um ihren statischen Bau; die Biostatik der Ankerzähne ergibt sich logischerweise daraus. Bedeutend schwieriger ist die Konstruktion bei verkürzter Zahnreihe, weil hier der statische Bau zur Stabilisierung der Ankerzähne (Biostatik) allein nicht genügt. Die größte Schwierigkeit ergibt sich aus der Elastizität der Schleimhaut als Fundament. Theoretisch wäre das zweckmäßige Mittel das Gelenk, das alle Kräfte von der Prothese auf die Gingiva abzuleiten imstande ist.

Wie der starre Anker Prothese und Restgebiß zu einer mechanischen Einheit verbindet, so trennt das (ideale) Gelenk die beiden Teile und macht sie gewissermaßen mechanisch selbständig. Die beiden Rotationsachsen - die sagittale und die transversale - gehen außerhalb des Alveolarfortsatzes durch das Gelenk selbst. In bezug auf die gelenkige Verankerung ist zu bedenken, daß wenigstens zwei Gelenke miteinander verkoppelt werden, daß sie also auch miteinander spielen müssen.

Bei Verwendung elastischer Klammerarme sind am selben Klammerzahn immer zwei Bewegungen zu unterscheiden, die zeitlich aufeinander folgen: Zuerst bei der Spannung der Feder eine extraalveoläre Bewegung um die extraalveoläre, sagittale oder transversale Klammerachse, nachher nach der Spannung der Feder - als Wirkung der Spannkraft - eine intraalveoläre Bewegung um die intraalveoläre, sagittale oder transversale Zahnachse. Die bewegende Kraft ist nur ein Teil der ursprünglichen, auf die Prothese einwirkenden Kaukraft.

Bei gelenkiger und elastischer Verankerung ist die Beanspruchung der Ankerzähne daher weniger groß als bei starrer Verankerung. Zwischen der mechanischen Verbindung, der Inkorporation, der Prothesenbeweglichkeit und der mechanischen Beanspruchung der Ankerzähne bestehen bestimmte Relationen:

Starre Verbindung:

hoher Inkorporationsgrad - hoher Grad fundamentaler Beweglichkeit,
hoher Grad der Beanspruchung der Ankerzähne.

Lose, bewegliche Verbindung:

geringer Inkorporationsgrad - hoher Grad basaler Beweglichkeit - keine oder
geringe fundamentale Beweglichkeit - geringe Beanspruchung der Anker-
zähne.

Unser Ziel ist immer Stabilisierung der Prothese und hoher Inkorporationsgrad. Der biostatische Zustand im Restgebiß läßt sich nur erreichen, wenn die partielle Prothese selbst im Gleichgewichtszustand ist. Hierin liegt also unser eigentliches Mittel: in der sorgfältigen statischen Konstruktion der Prothese. Bei der Prothese mit gingivaler Belastung bestehen aber zwei Ursachen für die Prothesenbeweglichkeit: 1. die unvermeidliche Beweglichkeit des elastischen Fundaments und 2. der statisch ungenügende Bau der Prothese. Mag die Bewegung des Fundaments auch noch so gering sein, so äußert sie sich doch in der Bewegung der Prothese.

Je größer die Kompressibilität der Schleimhaut, besonders unter den freien Prothesenenden ist, um so größer ist die Bewegung oder die Beweglichkeit der Prothese. Man wird also stärker kompressible Randbezirke vermeiden.

Es ist also ersichtlich, daß man durch sorgfältige Überlegungen in der Lage ist, partielle Prothesen zu konstruieren, die keine oder doch nur möglichst geringe Gefahrenmomente in sich bergen. Die Summe dieser Überlegungen, die zweckmäßigen Schlüsse, die sich daraus ergeben, und ihre sorgfältige Anwendung bei Konstruktion und Bau der Prothese sind nichts anderes als der Konstruktionsplan.

Die Aufstellung des mechanischen Konstruktionsplanes ist unerläßlich. Ebenso wichtig ist der Behandlungsplan, von dem der Konstruktionsplan nur ein Teil ist. Die planmäßige prothetische Behandlung des Lückengebisses setzt schon zu einem Zeitpunkt ein, wo die Frage auftaucht, ein Gebiß, das nicht mehr auf konservierendem Wege erhalten werden kann, durch prothetische Maßnahmen funktionell und formal zu rekonstruieren. Es handelt sich um Zahnextraktionen, um Verbesserungen des Bisses und des Reliefs der Kauflächenkomplexe im entstehenden Lückengebiß. Es sind also im Behandlungsplan auch die sogenannten Vorarbeiten eingeschlossen. Selbstverständlich verlangt dabei auch die soziale Indikation resp. Kontraindikation der vorgesehenen Maßnahmen ihre Berücksichtigung. Die fertige Prothese ist eigentlich nichts anderes als der Konstruktionsplan, der Form und Gestalt angenommen hat.

Der mechanische Vorgang ist Ursache und Einleitung eines biologischen Vorganges im lebenden Prothesenfundament, im paradentalen Apparat, sowie am

Kiefer und an seinem Schleimhautüberzug. Die Gewebe reagieren auf die mechanischen Reize durch Veränderungen wie Atrophie, Hypertrophie, Resorption und Apposition, Entzündung und Neurose, je nach Art der Gewebe und je nach Stärke und Dauer des Reizes. Der rein physikalische Vorgang, wie er uns in der Prothesenmechanik entgegentritt, entspricht einer einmaligen Einwirkung der Kraft auf Punkte, Flächen und physikalische Hebel. Im biologischen Geschehen sind aber diese Kraftwirkungen nicht einmalig. Sie wiederholen sich in mehr oder weniger gleichmäßiger Folge, rhythmisch, um hernach wieder einer Ruhepause Platz zu machen. Prothese und Fundament nehmen mit ihren Bewegungen teil an dem Rhythmus, der durch die Kontraktion und das Zusammenspiel der Kaumuskel entsteht. Was uns letzten Endes interessiert, ist die Auswirkung in den lebenden Geweben.

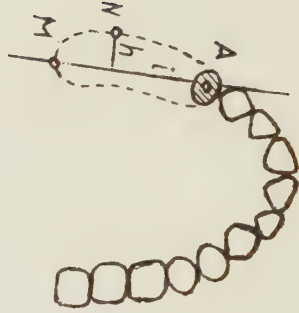
Unsere theoretische Betrachtung zeigt uns, welche Formen die zu erwartenden Bewegungen annehmen, wo und wie sich die mechanischen Kräfte auswirken. Der physikalische Vorgang ist sozusagen der erste, der biologische der zweite Akt des Geschehens. Die beiden Akte lassen sich nicht voneinander trennen, denn sie stehen wie Ursache und Wirkung zueinander. In unsere "mechanische" Rechnung ist ein individueller "biologischer Faktor" einzusetzen: im positiven Sinn bedeutet er die Bereitschaft der lebenden Gewebe, sich der Beanspruchung der Prothese anzupassen, in negativem Sinn das Fehlen dieser Bereitschaft oder die Unmöglichkeit, auf eine Mehr- oder Andersbeanspruchung im Sinne der Anpassung zu reagieren. Die Mechanik läßt uns vor Augen treten, welche Reaktionen voraussichtlich als Folge der Prothese in den lebenden Geweben zu erwarten sind. Damit weist sie uns als Bestandteil des Konstruktionsplanes den Weg, der zu beschreiten ist, um das Lückengebiß ohne Schaden funktionell und formal wieder herzustellen.

Die statischen Verhältnisse bei der einseitigen Freiidprothese werden in folgenden Skizzen dargestellt.

C. Über die Nachgiebigkeit der Kieferschleimhaut als Fundament für die Lagerung der Prothese

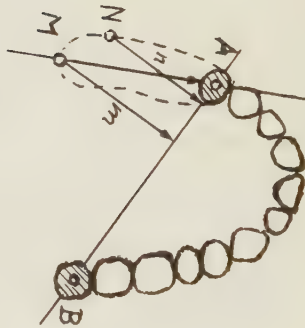
Bevor zur Kinematik, der Lehre von den Bewegungsformen der Prothese übergeleitet werden kann, ist eine Betrachtung über die Nachgiebigkeit oder Zusammenpreßbarkeit der Kieferschleimhaut unerläßlich. Diese Nachgiebigkeit der Schleimhaut wurde erstmals 1910 von Green (82) mit dem Namen Resilienz belegt und ist neben der geringfügigen Eigenbeweglichkeit der Zähne der Anlaß für die Beweglichkeit der ganz oder teilweise schleimhautgelagerten Prothesen.

punktförm. Verankerung

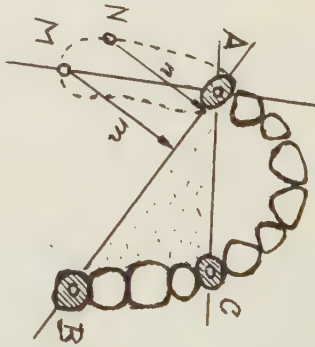


- 1 Ankerzahn
- 2 Kaudruckhebel

Lineare Verankerung



- 2 Ankerzähne
- Rotationslinie
- 2 Kaudruckhebel
- kein Widerstandshebel



- 3 Ankerzähne
- Widerstandssystem
- 2 Kaudruckhebel
- 2 Widerstandshebel

Abb. 2: Hebelidiagramm auf der Horizontalebene.
(Nachzeichnung n. Wild (90))

Um näheres über diese Schleimhautresilienz in Erfahrung zu bringen, haben sich mehrere Autoren mit Messungen derselben befaßt. In früheren Jahren wurden fast ausschließlich punktförmige Messungen getätigt, während späterhin auch Ergebnisse über flächenhafte Messungen entsprechend der Belastung durch einen Prothesensattel bekannt wurden.

Kantorowicz (38) gibt bei im Rahmen des üblichen liegenden Kaudruck von $6-7 \text{ kg/cm}^2$ eine Resilienz von $0,3-1,5 \text{ mm}$ an, Schwarz (75) $1,0-1,55$; die Schmerzschwelle wird nach Kantorowicz bei einer Kompression von $0,8-2,5 \text{ mm}$ erreicht.

Pfeiffer (52), Grohs (17), Giger (17), Sohm (64), Volk (85) und Hirsch (30) untersuchten die örtliche Resilienz an verschiedenen Stellen der Kieferschleimhaut und kamen zu durchschnittlichen Ergebnissen von $0,2-1,5 \text{ mm}$ (17); diese Ergebnisse entstammen alle mehr oder weniger punktförmigen Messungen. Für uns von größerer Bedeutung sind Ergebnisse, die durch flächenhafte Messungen zustandekamen. Bonyhard (4) und Uhlig (82) untersuchten die Resilienz der Schleimhaut unter Prothesensätteln und kamen unabhängig voneinander auf $0,2-0,6 \text{ mm}$, auch Körber (45) kam bei ähnlichen Versuchen auf $0,2-0,7 \text{ mm}$.

Ackermann (1) hat beobachtet, daß das Gewebe unter dem Druck der Prothese allmählich ermüdet und seine Elastizität verliert. Danach ist die Resilienz eines Gewebes, das noch keine Prothese getragen hat, größer als die eines Gewebes, das sich seit Jahren unter einer Prothese befindet.

Ackermann gibt an, daß die Schleimhaut unter dem Druck von $6-7 \text{ kg/cm}^2$ um $0,5 \text{ mm}$ niedergepreßt wird. Er bezeichnet diesen Druck als normal. Die Schmerzschwelle liegt nach seinen Untersuchungen bei 12 kg/cm^2 , was einer Zusammendrückung von 1 mm entspricht (s. Kantorowicz: $0,8-2,5 \text{ mm}$).

D. Die Kinematik in Verbindung mit der Statik der Prothese

Um die Bewegungsformen von Freiidprothesen beim Kaugeschehen zu ergründen haben einige Autoren an Hand von Modellversuchen und auch rein rechnerisch versucht die Gesetze darzulegen, nach denen sich der Kaudruck bei verschiedener Belastung und unterschiedlicher Verankerung der Prothese auf Zahnlager und Schleimhaut verteilt.

Kantorowicz (38) hat hier als erster versucht mit wissenschaftlicher Gründlichkeit Klarheit zu schaffen, seine Arbeit kann als richtungsweisend gelten. Er befaßt sich dabei mit der Einsenkung der Prothese in die Schleimhaut und geht von der Annahme aus, daß die Schleimhaut bei Belastung dem

Hooke'schen Gesetz folgt, nach dem die Deformation proportional dem Druck ist. Dabei vergleicht Kantorowicz die Prothese auf der Schleimhaut mit einem Balken auf einem elastischen Lager, als Beispiel dient ein Lineal auf einem Gummischwamm. Dazu stellt Kantorowicz fest: Wird ein elastisches Lager (Schleimhaut) mit einem Balken (Prothese) belastet, so wird es soweit zusammengedrückt, bis die im Lager durch die Zusammendrückung erwachenden Kräfte gleich sind dem Druck, den der Balken auf das Lager ausübt, Gleichgewicht besteht also, wenn die nach oben und die nach unten gerichteten Kräfte einander gleich sind, ihre Summe ist gleich 0. Nimmt der Druck, also die Belastung ab, so hebt sich der Balken in die Höhe, bis die elastischen Kräfte im Lager soweit abnehmen, daß wieder Gleichgewicht vorhanden ist.

Die in der Schleimhaut auftretenden Gegenkräfte, die also der Belastung gleich sind, werden im Längsschnitt graphisch dargestellt als Linien, die in ihrer Gesamtheit die Fläche der Kompressionsfigur ausfüllen. Ihre Resultante geht durch den Schwerpunkt des Rechteckes.

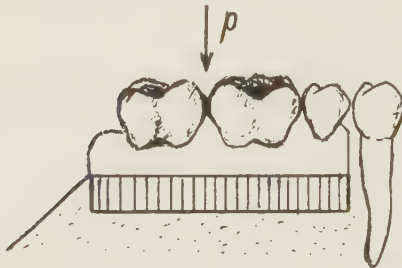


Abb. 3:

(Nachzeichn. n. Kantorowicz
(38))

Verhältnisse bei der Mittenbelastung, Prothese senkt sich parallel zu sich selbst ein.

Bei Mittenbelastung entsteht ein Rechteck. Wird nun die Einsenkung mit Q und die Länge mit L bezeichnet, so ist der Inhalt des Rechteckes $Q \times L$. Die durch die Fläche des Rechteckes repräsentierten Kräfte sind gleich der Belastung P

$$Q \times L = P$$

$$Q = P/L$$

Bei dieser und den folgenden Berechnungen kommt es ausschließlich auf die Ermittlung der Größe Q , also der Einsenkungstiefe an. Aufgabe einer vernünftigen Prothesenkonstruktion ist es, die Einsenkung möglichst klein zu halten, da bei Überschreiten einer gewissen Größe (nach Kantorowicz etwa 1,5-2 mm) die Schleimhaut mit Schmerz auf die Kompression reagiert, die Prothese also von da an funktionsuntüchtig wird. Die Schmerzschwelle ist zugleich auch die Belastungsgrenze.

Folgende Skizze gibt die Situationen wieder bei Belastung an verschiedenen Stellen des elastisch gelagerten Balkens:

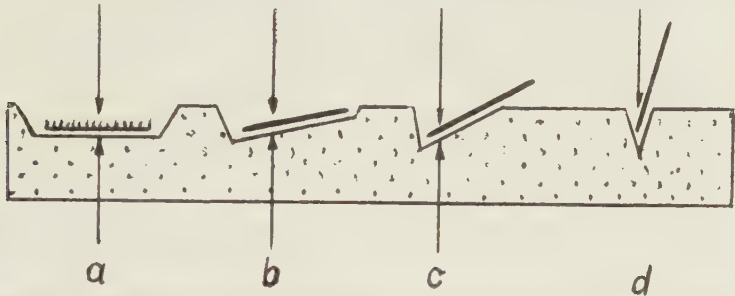


Abb. 4: Belastung eines elastisch gelagerten Balkens. Lineal auf Gummischwamm.

(Nachzeichnung nach Kantorowicz.)

- a) Mittenbelastung
- b) Belastung im $\frac{2}{3}$ Pt. Nur das eine Ende des Balkens sinkt ein.
- c) Belastung in der Mitte des "distalen" Drittels. Der Balken hebt sich in seiner Mitte von der Unterlage ab.
- d) Belastung über dem Rand, der Balken stellt sich (theoretisch) senkrecht und sinkt (theoretisch) unendlich tief ein, er findet (theoretisch) keinen Widerstand.

Je mehr sich der Angriffspunkt der Belastung von der Sattelmittle zum mesialen oder distalen Rand hin entfernt, um so größer ist die Abweichung von der parallelen Sattelleinsenkung und um so größer wird die mesiale oder die distale Randeinsenkung.

Die Kompressionsfigur geht vom Rechteck über ein Trapez zum Dreieck. Der Inhalt der Kompressionsfigur entspricht in seiner Größe den im Schleimhautlager zusammengefaßten Gegenkräften, der sogenannten Lagerreaktion. Wenn ein Balken mit einem Ende auf einem festen Lager, sonst auf einem elastischen Polster lagert und in der Mitte belastet wird, entsteht als Kompressionsfigur ein Dreieck. Gemeint ist eine einseitig auf einem natürlichen Zahn aufruhende Prothese. Die Resultante der im Schleimhautlager entstehenden Gegenkräfte geht durch den Schwerpunkt der Kompressionsfigur, also des Dreiecks. Wie uns aus der Geometrie bekannt ist, befindet sich der Schwerpunkt eines Dreiecks im Schnittpunkt der Seitenhalbierenden und dieser teilt die Seitenhalbierenden im Verhältnis 2:1. Die Seitenparallele durch den Schwerpunkt teilt also auch die Länge L im Verhältnis 2:1.

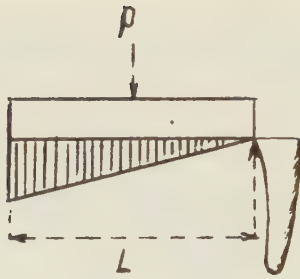


Abb. 5: (Nachzeichn. nach Kantorowicz) (38)

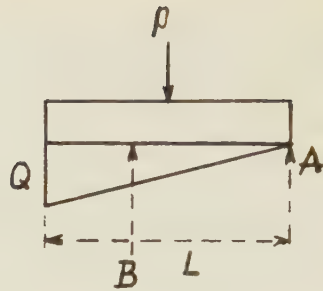


Abb. 6: (Nachzeichnung nach Kantorowicz)

Da man die durch den Kaudruck in der Schleimhaut ausgelösten Gegenkräfte sich ersetzt denken kann durch die durch den Schwerpunkt der Kompressionsfigur verlaufende Resultierende, kann man diese als zweites distales Lager für den Balken oder den Prothesen-Sattel betrachten. Der Balken oder der Prothesensattel verhält sich demnach so, als ob er auf zwei punktförmigen Lagern, mesial dem Zahn- und distal dem Schleimhautlager, aufruhe würde. Das Problem, das von Gottlieb (19) als unlösbar bezeichnet wurde, einen Sattel teils elastisch, teils starr zu lagern, ist also auf das einfache Problem des auf 2 Lagern aufruhenden Balkens zurückgeführt.

Da der Inhalt des Dreiecks $Q \times L/2$ ist und der Gesamtdruck der beiden Lager gleich der Belastung P sein muß, kann man Q einfach berechnen. Die Verteilung der Last auf Schleimhaut und Zahn wird höchst verschieden sein, je nachdem, wo die Last auf den Sattel trifft.

Betrachtet man den Fall, daß die Last in unmittelbarer Nähe des vorderen Lagers angreift, also dicht am Klammerzahn selbst, so ist klar, daß auf den Sattel dann so gut wie kein Druck entfällt, da fast der ganze Druck in das vordere Lager (Wurzel) geht.

Auch im umgekehrten Fall liegen die Verhältnisse statisch klar, nämlich, wenn die Last direkt über dem hinteren Lager, also über dem Schwerpunkt des Dreiecks, also in zwei Drittel Länge des Sattels angreift. Dann wird nämlich die ganze Last von der Schleimhaut aufgenommen und das Zahnlager bleibt unbelastet, die Prothese verhält sich genau wie eine ungestützte Prothese.

Diese einfache Überlegung stürzt die ganzen früheren Anschauungen über die Funktion freitragender Prothesen über den Haufen. Die übliche Angabe von der gleichmäßigen, oder überhaupt der Druckverteilung auf Klammerzahn und Schleimhaut ist nämlich ungenau und oberflächlich, da es sich schon jetzt ergeben hat, daß für eine Reihe von Belastungen eine Druckverteilung gar

nicht in Betracht kommt.

Wie groß ist nun die Randeinsenkung des Sattels in der Schleimhaut, wenn die Last in zwei Drittel der Länge, also dem distalen Lager angreift?

Der Inhalt des Dreiecks $QL/2$ ist gleich der Belastung P , also

$$\frac{QL}{2} = P$$

$$Q = \frac{2P}{L}$$

Die Randeinsenkung ist also doppelt so groß wie die Randeinsenkung der nicht aufgestellten Prothese bei Belastung in der Mitte ($Q = \frac{P}{L}$).

Wird die aufgestützte Prothese in der Mitte belastet, so errechnet Kantorowicz eine Randeinsenkung $Q = 1 \frac{1}{2} P/L$.

Dieses Resultat kommt folgendermaßen zustande: Zuerst muß berechnet werden, wie sich die Last auf Schleimhaut und Stützzahn verteilt, dies wird aus Abbildung 7 ersichtlich:

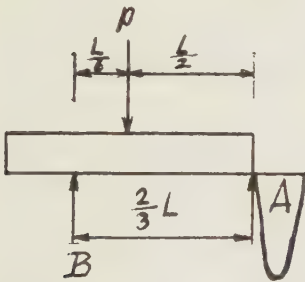


Abb. 7: Nachz. n. Kantorowicz
B = Schleimhautlager
A = Zahnlager

Auf Grund der Hebelgesetze ist:

$$\frac{1}{2} L \times A = \frac{1}{6} L \times B$$

$$A \times \frac{3}{6} = \frac{B}{6}$$

$$3 A = B$$

$$A + B = P$$

$$\frac{B}{3} + B = P$$

$$\frac{4B}{3} = P$$

$$B = \frac{3}{4} P$$

$$A = \frac{1}{4} P$$

Die Belastung des Schleimhautlagers ist demnach gleich $\frac{3}{4} P$, diese Belastung entspricht dem Inhalt des Dreiecks, es ist

$$\frac{QL}{2} = \frac{3}{4} P$$

$$Q = 1 \frac{1}{2} P/L$$

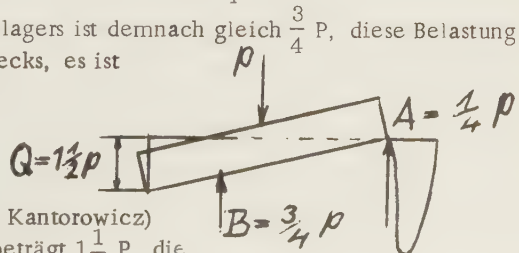


Abb. 8: (Nachzeichnung nach Kantorowicz)
Die Randeinsenkung beträgt $1 \frac{1}{2} P$, die
Lagerreaktion $\frac{3}{4} P$ und $\frac{1}{4} P$.

Das Ergebnis ist insofern überraschend, als die Randeinsenkung der schleimhautgetragenen gegenüber der abgestützten Prothese bei Mittenbelastung günstiger ist, nämlich $1\frac{1}{2} P$ gegenüber $1\frac{1}{2} P$.

Geht man nun von der Sattelmittle aus zum mesialen Rand, um so mehr nimmt bei der elastisch gelagerten Prothese die mesiale Randeinsenkung wieder zu, dagegen nimmt diese bei der aufgestützten Prothese ab und ist am äußersten mesialen Rand bei O P angelangt.

Vergleicht man die beiden Prothesenarten bei Belastung im mesialen $\frac{1}{3}$ Punkt, so ist die Randeinsenkung bei der elastisch gelagerten Prothese gleich $2 P$ (genau wie im distalen $\frac{1}{3}$ Punkt), bei der aufgestützten Prothese jedoch nur $1 P$, dies läßt sich folgendermaßen errechnen:

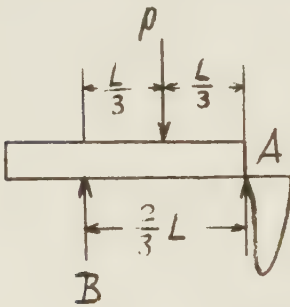


Abb. 9

Die Kraft P greift im mesialen $\frac{1}{3}$ Punkt, also genau in der Mitte zwischen Lager A und Lager B an, folglich entfällt auf jedes Lager $\frac{1}{2} P$, also

$$B = \frac{1}{2} P$$

$$\frac{Q \times L}{2} = \frac{1}{2} P$$

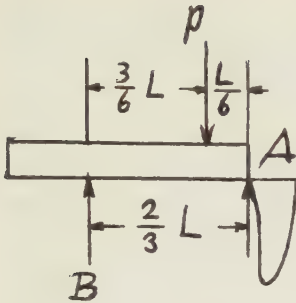
$$Q = \frac{P}{L} \quad (L \text{ entfällt bei vergleichender Betrachtung})$$

$$R.E.: Q = P$$

Wie verhalten sich nun die Prothesensättel, wenn jenseits der Drittpunkte belastet wird, z.B. in der Mitte des distalen und mesialen Drittels? Im distalen $\frac{1}{6}$ Punkt verhält sich die elastisch gelagerte wie die gestützte Prothese. Da die Länge des Kompressionsdreiecks in diesem Falle $\frac{3}{6} = \frac{1}{2} L$ beträgt, muß der Inhalt $\frac{Q}{2} \times \frac{L}{2} = P$ sein.

$$Q = \frac{4P}{L} = 4 P$$

Dies trifft für die schleimhautgetragene Prothese auch für die Belastung im mesialen $\frac{1}{6}$ Punkt zu. Die mesiale Randeinsenkung beträgt also $4 P$ und quetscht erheblich die distale Zahnpapille des endständigen Zahnes. Bei der abgestützten Prothese gibt es keine mesiale Randeinsenkung und damit auch keine Quetschung der distalen Papille. Wir bekommen bei Belastung im mesialen $\frac{1}{6}$ Punkt des Sattels eine geringfügige distale Randeinsenkung des Sattels, weil der größte Teil der Last auf das Restgebiß, also Lager A, übertragen wird:



$$A \times \frac{L}{6} = B \times \frac{3L}{6}$$

$$\frac{A}{6} = \frac{B}{2}$$

$$A = 3B$$

$$A + B = P$$

$$3B + 1B = P$$

$$B = \frac{P}{4}$$

Abb. 10

$$Q \times \frac{L}{2} = \frac{P}{4}$$

$$Q = \frac{1}{2} P/L = \frac{1}{2} P$$

Die distale Randeinsenkung eines aufgestützten Sattels bei Belastung im mesialen $\frac{1}{6}$ Punkt beträgt $\frac{1}{2} P$, die mesiale Randeinsenkung der schleimhautgetragenen Prothese beträgt bei derselben Belastung $4 P$, also das Achtfache.

Bei Belastung im distalen Drittel verhält sich der abgestützte Sattel genau so wie der elastisch gelagerte, der mesiale Rand hebt sich von der Schleimhautunterlage ab. Dies kann durch eine Zugklammer verhindert werden, wodurch wiederum am distalen Sattelrand eine geringere Einsenkung resultiert.

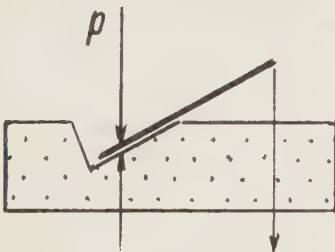


Abb. 11:

Nachzeichnung n. Kantorowicz

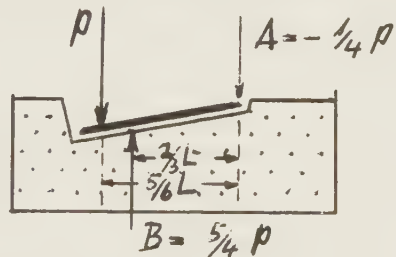


Abb. 12:

Nachzeichnung n. Kantorowicz

Lagerreaktion:

$$\frac{5}{6} PL - \frac{2}{3} BL = 0$$

$$\frac{5}{6} P = \frac{2}{3} B \quad B = \frac{5}{4} P$$

$$\begin{aligned}
 A + B &= P \\
 A &= P - B = \frac{4}{4} P - \frac{5}{4} P = - \frac{1}{4} P
 \end{aligned}$$

Das vordere Lager (Stützzahn) wird nicht auf Druck, sondern auf Zug beansprucht.

$$\begin{aligned}
 \text{R.E.:} \quad Q \times \frac{L}{2} &= B = \frac{5}{4} P \\
 Q &= \frac{5}{2} P = 2 \frac{1}{2} P
 \end{aligned}$$

Durch die Zugklammer wird also bei Belastung im distalen $\frac{1}{6}$ Punkt die Randeinsenkung von $4 P$ auf $2 \frac{1}{2} P$ vermindert. Dabei muß beachtet werden, daß die Zugklammer genügend Retentionskraft haben muß, um ein Abheben des mesialen Sattelteils auch mit Sicherheit zu verhindern.

Auf Grund obiger Resultate kommt Kantorowicz zu dem Schluß, daß das distale Drittel des Sattels wegen der ungünstigen R.E. von den Zähnen frei bleiben soll und der Sattel nach distal so weit wie möglich auszudehnen ist, um die Länge der Kompressionsfigur zu vergrößern und damit die Randeinsenkung zu verringern. Kantorowicz gibt der schleimhautgetragenen Prothese den Vorzug gegenüber der gestützten Prothese, weil die Mittenbelastung bei dieser günstiger ist und weil er von der Tatsache ausgeht, daß im allgemeinen beim Kauakt weniger eine punktförmige als eine flächenförmige Belastung vorherrscht und diese flächenförmige Belastung einer angenäherten Mittenbelastung gleich kommt. In der Praxis zeigt sich jedoch immer wieder, daß gerade bei elastisch gelagerten Prothesen, wenn sie absinken, der mesiale Sattelrand in der überwiegenden Mehrzahl der Fälle am stärksten einsinkt, es findet also distal vom endständigen Zahn der umfangreichste Knochenabbau statt und schädigt dadurch den Halteapparat dieses Zahnes empfindlich, der als Klammerzahn für den festen Sitz der Prothese von außerordentlicher Bedeutung ist. Der kurze Freundsattel ist in dieser Hinsicht besonders kritisch zu bewerten, nämlich, wenn beide Praemolaren noch stehen und nur der 1. und 2. Molar zu ersetzen sind, fällt der Übergang vom Restgebiß zur Prothese und damit auch der mesiale Sattelrand in das Kaudruckzentrum, das sich im Bereich des 2. Praemolaren und des 1. Molaren manifestiert.

Die Belastungsverhältnisse im mesialen Satteldrittel verdienen hier also entschieden mehr Beachtung als dies bei Kantorowicz geschah. Es sollen deshalb die Werte für die Randeinsenkung bei der elastisch gelagerten und der abgestützten Prothese gegenübergestellt werden, so wie sie sich aus obigen

Berechnungen ergaben. Die Werte für das distale Satteldrittel können in Wegfall kommen, da der Kauansatz nur bis zum distalen $\frac{1}{3}$ Punkt reichen soll.

Abb. 13:

		Belastung im				
		mes. Rd.	mes. 1/6 Pt.	mes. 1/3 Pt.	Sattel- mitte	dist. 1/3 Pt.
elast. gelagerte Prothese	mes. R. E.	∞	4	2	1	0
	dist. R. E.	0	0	0	1	2
mes. aufgest. Prothese	mes. R. E.	0	0	0	0	0
	dist. R. E.	0	1/2	1	1 1/2	2

Aus diesem Vergleich geht eindeutig hervor, daß die Randeinsenkung und damit die Belastungsverhältnisse der elastisch gelagerten Prothese lediglich in der Sattelmittle günstiger sind, als bei der aufgestützten Prothese, im distalen $\frac{1}{3}$ Punkt sind sie gleich und in allen übrigen Punkten sind sie günstiger.

Conod (5) spricht bei der elastisch gelagerten Prothese von einem Belastungs- zwischen Restgebiß und Prothesensattel. Er gibt deshalb der Schamierprothese vor der elastisch gelagerten Prothese den Vorzug. Die Schamierprothese kommt im Hinblick auf die Belastung in ihrem Verhalten der aufgestützten Prothese gleich. Conod stellt die Belastbarkeit beider Prothesenarten in einem Diagramm dar, wobei er die Schleimhaut als Prothesenunterlage nicht mehr wie Kantorowicz mit einem Schwimmkörper auf dem Wasser oder einem Balken auf elastischem Lager vergleicht, sondern davon ausgeht, daß der komprimierbaren Schleimhaut eine harte Knochenbasis unterliegt, es besteht keine Einsenkungsfreiheit wie bei einem Schwimmkörper in einer Flüssigkeit, vielmehr wird diese durch die Annäherung an die Knochenbasis beeinflußt. Dies hat zur Folge, daß die Hypotenuse des Reaktionsdreiecks eines schräg einsinkenden Sattels eine Kurve beschreibt, gegenüber einer Geraden beim Schwimmkörper. Die Fläche des Kompressionsdreiecks wird vermindert und der Schwerpunkt außerhalb der Eindrittelzone verlagert. Der kritische Punkt befindet sich nicht mehr in einem Drittel der Sattellänge, sondern in einem Viertel oder noch weiter endwärts, wenn das Zahnfleisch derb und dünn ist. In seinem Belastungsdiagramm hat Conod (5) demnach die kritischen Punkte in $\frac{1}{4}$ der Sattellänge festgelegt. Die Belastbarkeit ist dann in den kritischen Punkten nicht $\frac{1}{2}$ wie beim Schwimmkörper (Kantorowicz), sondern $\frac{1}{3}$ der Mittenbelastung. Conod nimmt als mittlere Belastbarkeit für die Restzähne 20 kg und für den elastisch gelagerten (schleimhautgetragenen) Prothesensattel bei Mittenbelastung 6 kg an. Als Sattellänge legt er 40 mm zugrunde. Nach dem Hebelgesetz berechnet er die Belastbarkeit in den beiden kritischen Punkten und verbindet beide mit dem Punkte für die Mittenbelastung

zu einer Kurve.

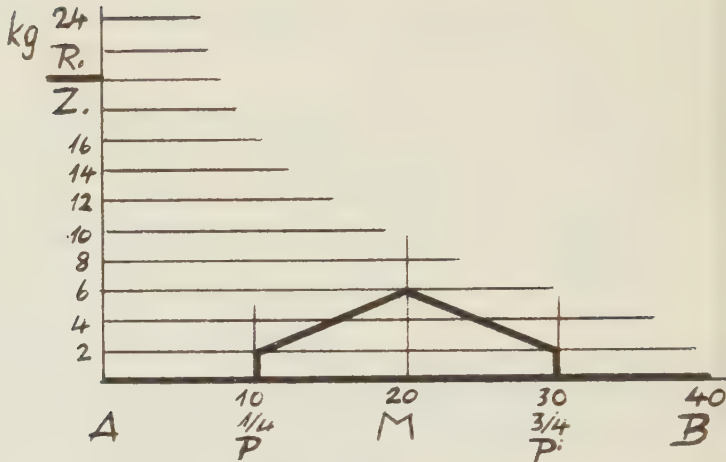


Abb. 14: Nachzeichnung nach Conod (5)

Belastungskurve eines frei auf dem Zahnfleisch liegenden Sattels. Mesiales und distales Viertel unbelastet, sonst Abheben des unbelasteten Endes. Der freie Sattel zeigt einen Graben zwischen Belastungszone und Restgebiß.

Auf ähnliche Weise entsteht folgendes Diagramm:

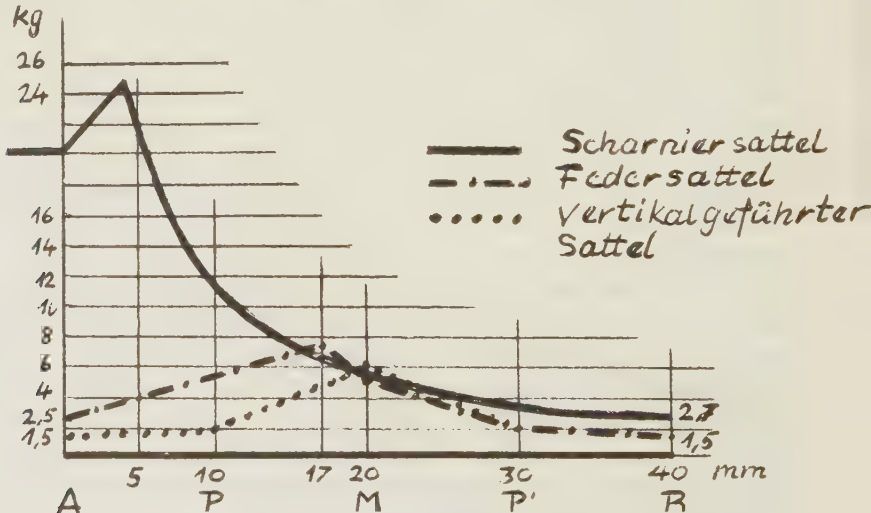


Abb. 15: Nachzeichnung nach Conod (5)

Vergleichskurven der 3 Satteltypen. Der Schamiersattel ist in seiner Sattelmittle etwas weniger belastungsfähig, als die anderen. Distal trägt er fast das Doppelte u. mesial erreicht er die Belastungswerte des Restgebisses ohne Graben.

Strack (69) vergleicht die Prothese wie Kantorowicz mit einem Brett, das auf Gummischwämmen lagert und stellt seine Ergebnisse wie Conod in einem Diagramm dar. Er setzt für die Mittenbelastung des Sattels nicht 6 kg wie Conod, sondern 18 kg ein (nach Kantorowicz 6 kg/cm^2 bei 3 cm^2 projizierter Sattelfläche).

Die Kurven kommen zustande, indem an verschiedenen Punkten des Sattels die Einsinktiefen bei gleicher Belastung gemessen wurde, diese ist umgekehrt proportional der Belastbarkeit. Für die Belastbarkeit des Restgebisses gibt er 40 kg (Conod 20 kg) an.

Strack gibt nun nicht einer bestimmten Art der Lagerung den Vorzug, sondern wählt diese entsprechend der Indikation, wobei die Bezeichnung im Gegenkiefer eine Rolle spielt (s. Abb. 17).

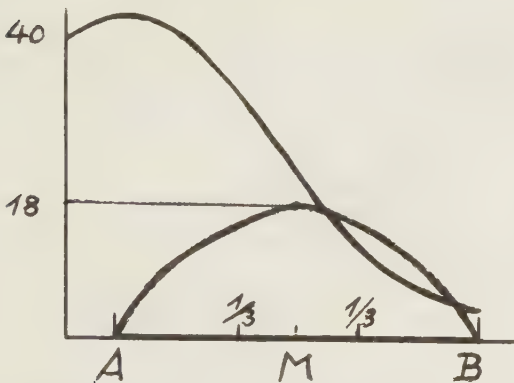


Abb. 16:

Nachzeichnung nach
Strack (69)

Zu Abb. 17:

Im Falle b wird man eine mesial gestützte Prothese zur Anwendung bringen, eine elastisch gelagerte Prothese ist hier kontraindiziert.

Fall c wird am besten mit einer elastisch gelagerten Prothese zu lösen sein, ist aber auch mit der gestützten Prothese zu lösen.

Fall d ist gleichermaßen mit einer elastisch gelagerten wie mit einer mesial aufgestützten Prothese zu lösen.

Elastisch abgestützte Verankerung:

Das Verhalten eines elastisch abgestützten Sattels bei Belastung ist in seinem Bewegungsablauf und hinsichtlich seiner Kraftübertragung auf das Prothesenlager statisch nicht so einfach festzulegen wie das beim starr abgestützten und elastisch gelagerten Sattel der Fall ist.

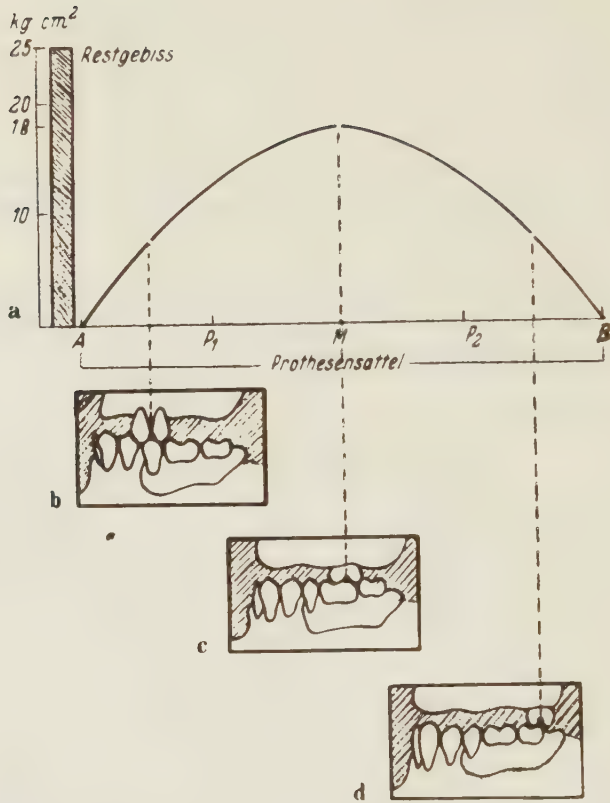


Abb. 17: Nachzeichnung nach Strack (69)

- a) Im Modellversuch gewonnenes Belastungsdiagramm eines rein schleimhautgetragenen Prothesensattels von der Länge AB. R ist das Restgebiß, M die Sattelmitte, P1, P2 sind die beiden kritischen Punkte jeweils 1/4 AB vom Rande entfernt.
- b) c) und d) stellt die verschiedene Konzentrationen des Kauvorganges - durch die verschiedene Bezahnung der Gegenzahnreihe entstanden - dar, b) bewirkt mesiale Randbelastung, c) Mittenbelastung, d) distale Randbelastung.

Hromatka (34) untersucht an Hand mathematischer Berechnungen zwei Arten federnd abgestützter Klammern: Die erste Form ist die Klammer mit dem horizontal gerade verlaufenden Federstiel mit Abstützung in Sattelmittle, die in der Praxis ob ihrer einfachen Konstruktion am häufigsten Anwendung findet, und die zweite Form ist die Klammer mit der halbkreisförmigen, rückläufigen Federführung mit Abstützung am Sattelrand.

Die Ergebnisse dieser Untersuchung fallen eindeutig zugunsten der Abstützung am Sattelrand aus. Es zeigt sich, daß bei einer geraden horizontal verlaufenden, in Sattelmittle abgestützten Federanordnung der Sattel in der Funktion ständig Schaukelbewegungen vollführt, wobei die Stelle der Verbindung zwischen Klammerstiel und Basis dem zentralen Aufhängpunkt eines Waagebalkens vergleichbar ist. Diese Form der Lagerung kommt demnach einer elastischen Lagerung gleich.

Hromatka stellt nun die in der Berechnung gewonnenen Werte der Lastverteilung für die starre und die federnde (bei Abstützung am Sattelrand) Abstützung in einer Tabelle gegenüber:

Lastverteilung

Belastung am	Starre Abstützung		Federnde Abstützung	
	Stützzahn	Basisfundament	Stützzahn	Basisfundam.
mes. Rand	1	0	2/3	1/3
mes. 1/6 Pt.	3/4	1/4	1/2	1/2
mes. 1/3 Pt.	1/2	1/2	1/3	2/3
Mitte	1/4	3/4	1/6	5/6
dist. 1/3 Pt.	0	1	0	1
dist. 1/6 Pt.	-1/4	5/4	-1/6	7/6
dist. Rand	-1/2	3/2	-1/3	4/3

Abb. 18: nach Hromatka (34)

Die Minuswerte stellen die umgekehrte Belastung des Stützzahns auf Zug dar. Für die Berechnungen hat Hromatka für die Aufbißkraft die Zahl 1 zugrundegelegt, und die Federkraft gleich groß der halben Lagerreaktion des Sattels angenommen.

Für die in der Zahnprothetik im allgemeinen zur Anwendung gelangenden Federdrähte dürfte diese Annahme der Federkraft doch bei weitem zu hoch gegriffen sein und somit sind die äußerst günstigen Werte für die federnde Abstützung sehr kritisch zu bewerten.

In mehr oder weniger umfangreichen und in exakt geführten Abhandlungen haben van Thiel (76), Strack (69), Fehr (12) und Rehberg (54) nachgewiesen, daß die in der zahnärztlichen Prothetik gebräuchlichen Federn in ihrer Wirkungsweise genau berechnet werden können. Dabei stellt van Thiel mit seinem Mitarbeiter Jobst Rohkamm fest, daß ein runder Stahldraht von 1,0 mm Stärke und 25 mm Länge bei einem Federungsweg von 1,5 mm an dem freien Ende nur eine Belastung von 300 g erträgt und dabei eine Spannung entsprechend der Werkstoffkonstanten von 7500 kg/cm^2 erfährt.

Die Bruchbeanspruchung liegt bei 9000 kg/cm^2 und die Fließgrenze bei 6000 kg/cm^2 , somit ist der Draht bereits bei seiner Beanspruchungsgrenze angekommen. Ein runder Stahldraht von 2 mm Stärke, 15 mm Länge und 1 mm Federungsweg erträgt hier eine Belastung von 14,85 kg, die entsprechende Spannung aber steigt auf 27800 kg/cm^2 und übersteigt weitaus die Werte für Bruchbeanspruchung und Fließgrenze. Bei einer Belastung von 10 kg, welche unter dem durchschnittlichen Vorgang der Schwellbelastung beim Kauen zugrundegelegt werden kann, unter einem Resilienzweg von 0,5 mm müßte ein Draht von 25 mm Länge eine Stärke von 3,17 mm haben, wenn eine Spannung von 7850 kg/cm^2 in Betracht kommen soll. Blicke eine zusätzliche Spannung von 3000 kg/cm^2 berücksichtigt, so müßte der Draht 55 mm lang und 5,7 mm stark sein. Diese Werte für Stahldrähte werden durch andere Materialien nicht wesentlich verschoben (76). Zu ähnlichen Ergebnissen kamen auch Strack (69), Fehr (12) und Rehberg (54).

Daraus resultiert, daß die dünneren Drähte, welche den im Munde vorliegenden Belastungsverhältnissen entsprechen, so gewählt werden müssen, daß sie einer starren Lagerung der Prothese gleichkommen.

Von einer wesentlichen Kaukraftübertragung bei federnder Abstützung auf das Restgebiß kann also nicht die Rede sein.

Beispiele für bisher übliche und bekannte Prothesentypen zur Versorgung der einseitigen Endlücke

Zur prothetischen Versorgung der ein- und doppelseitigen Endlücke gibt es in technischer Hinsicht vielerlei Möglichkeiten und im Laufe der Zeit haben sich auch verschiedene Lehrmeinungen gebildet:

1. die amerikanische Schule mit überwiegend starrer Verankerung
2. die deutsche Schule mit überwiegend elastischer Verankerung
3. die Schweizer Schule mit meist gelenkiger Verankerung.

Im "American Textbook of Prothetic Dentistry" ist für Freidendprothesen nur die starre Verankerung (33) zu finden, auch Schnyler, New-York, hält "stressbreakers" für selten indiziert (71).

Kennedy (39) verwendete anfangs wohl elastische Verbindungen mit Hilfe von federmenden Drähten (Wirestressbreakers), ging jedoch später wieder davon ab, da sie der Prothese derartige Bewegungen erlaubten, welche eine übermäßige Schmerzhaftigkeit erzeugten; die Drähte störten auch die Zunge. Den größten Nachteil sah er darin, daß die Drähte beim Zähneputzen verbogen werden konnten und dann wie ein orthodontischer Apparat auf die Zähne wirkten. Kennedy gebrauchte sehr lange Drähte und die Anlage der Federn war unzumutbar. Heute wird in U.S.A. fast ausschließlich nach dem, auch bei uns schon weitgehend verbreiteten "Ney-Klammer-System" gearbeitet, welches weitgehendst zur starren Lagerung dient, jedoch auch als Verankerung für gelenkige und fedemde Verbindungen dienen kann.

Ganz im Gegensatz zur amerikanischen Lehrmeinung stehen: Gottlieb (32), er hält die Lagerung einer Prothese auf unnachgiebigen Zähnen und nachgiebiger Schleimhaut für physikalisch nicht miteinander vereinbar; nach Loos (32) ist die starre Verbindung bei Freidendprothesen nicht biologisch und Elbrecht (32) lehnt bei Freidendprothesen die starre Verbindung ab, weil Kipp- und Torsionskräfte ungebrochen auf Klammerzähne weitergeleitet werden, und einer solchen Beanspruchung nach seiner Meinung weder das Gewebe noch das Material gewachsen ist.

Die fedemde Verbindung wurde in Deutschland hauptsächlich durch Schröder und Elbrecht in die Prothetik eingeführt. Für die gelenkige Verbindung waren zuvorderst Beat Müller und Biaggi bahnbrechend.

Wie aus den vorstehenden statisch-kinematischen Überlegungen und Berechnungen hervorgeht, ist hinsichtlich der Belastungsfähigkeit der starren Abstützung der Vorzug zu geben. Als Hauptargument wird gegen eine starre Lagerung von vielen Autoren eine übergroße Belastung der Ankerzähne ins Feld geführt.

Schädliche Belastungen sind hauptsächlich in Kipp- und Torsionskräften zu sehen, in achsialer Richtung trägt ein Zahn eine erhebliche Belastung. Es gilt also die schädlichen Kipp- und Torsionskräfte zu vermeiden, was durch geeignete Konstruktionen durchaus zu bewerkstelligen ist. Beispiele für solche Konstruktionen werden in der weiteren Folge aufgezeigt werden.

Vorerst sollen jedoch die verschiedenen Möglichkeiten zur Lösung des Problems durch Beispiele dargestellt werden.

A. Der gingival getragene Typus

1. Rein gingival getragen:

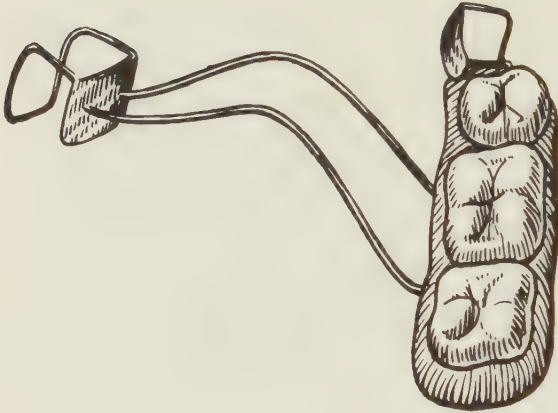


Abb. 20:

Prothesenkonstruktion
aus der amerik. Literatur
vom Ende des 19. Jahrh.
(nach Geier) aus A.
Hromantka (34)



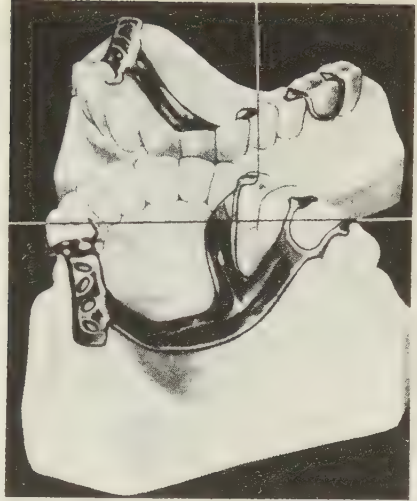
Abb. 21:

Verankerung durch Doppelarmklammer (Draht)
und offener Jacksonklammer nach
Hromatka (34)

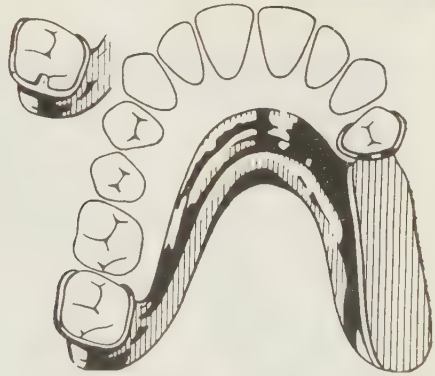
Abb. 22:

Verankerung durch Doppelarmklammer und geschlossener Jacksonklammer in Verbindung mit einem Kippmeider (aus Elbrecht (10))

Kl. L.

Abb. 23:

Verankerung durch 2 Doppelarmklammern (aus Elbrecht (10))

Abb. 24:

Freiendprothese n. Gering. Die Prothese ist von 3 her distal geschlitzt. Dadurch ist der Freiendsattel mit dem Gerüst 7654/3 federnd verbunden, die Lagerung des Sattels bleibt jedoch rein gingival (aus W. Selbach (58)).

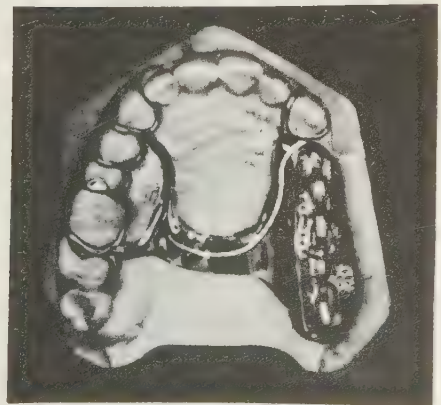




Abb. 25:

Diese Bügelprothese mit Doppelarmklammer wird von Spreng (66) als Beispiel für eine veraltete untaugliche Prothese angeführt, die die Klammerzähne und den Knochen schädigt u. der keine Kauwirkung zukommt.

2. Federnd abgestützt:

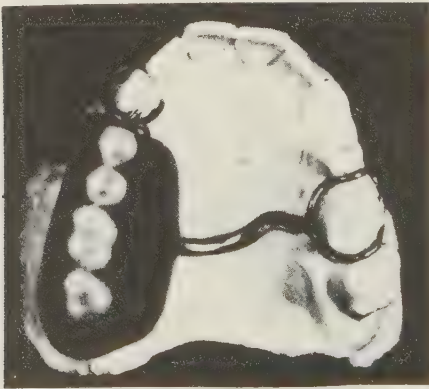


Abb. 26:

Auflageklammer mit federndem Appendix. Die Kippmeidung wäre durch eine palatinale Sattelausdehnung weiter nach mesial besser gewährleistet. (Aus Hromatka (34)).



Abb. 27: Mit Hilfe einer 2-Bogenklammer federnd abgestützter Freiendsattel.
(Aus Häupl (20)).



Abb. 28:

(aus Strack
(69))

Abb. 45. Praktische Konstruktion eines einfachen, leicht federnden Scharniers bei Mesialbelastung des Zahnbogens und der Prothese durch Auflegen eines doppelten Biegels auf zwei miteinander verlöteten Kronen im Restgebiß. Als Halteelement dient ein unter eine Nase der Krone greifender Drahtbogen mit Knopf. Der Kippmeider befindet sich im übrigen, hier nicht sichtbaren Teil der Prothese.

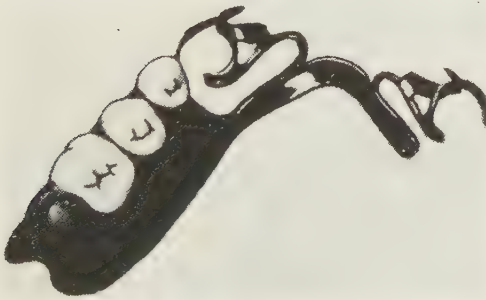


Abb. 30:

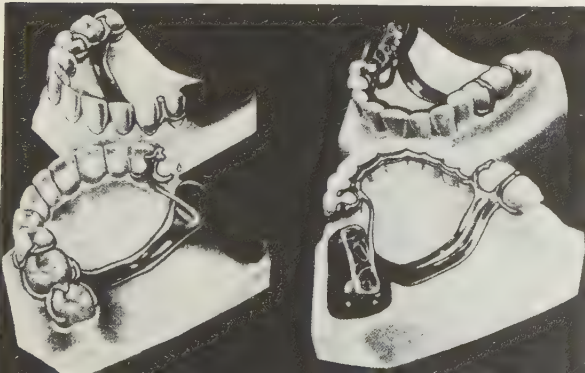
Konstruktion
nach Stärke
(10)

Abb. 31:

Konstruktionen
mit geradem
Federarm nach
Elbrecht (10).

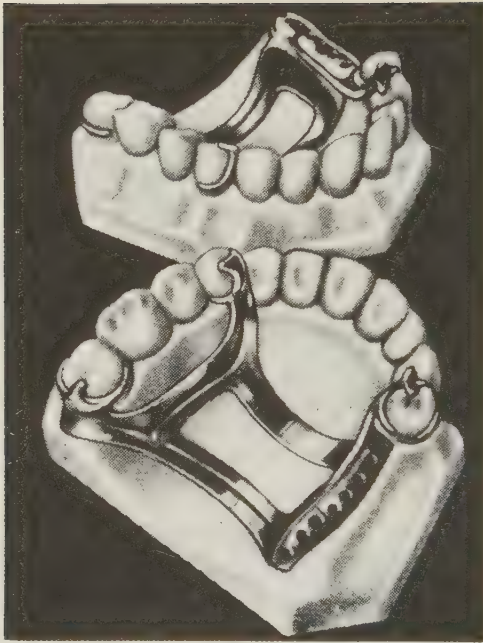


Abb. 32:

Konstruktionen mit
geradem Federarm
nach Elbrecht (10).

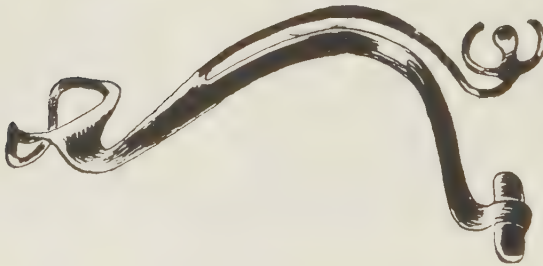


Abb. 34:

Übermäßig langer
Federarm wie ihn
einst Kennedy
empfahl (89).



Abb. 35:

Obere Teleskopprothese.
Eine gerade Doppelfeder
verbindet den Freiend-
sattel mit der abnehm-
baren Brücke. (Nach
Häupl (20)).

3. Gelenkig verbunden:

Abb. 36:

Einseitige untere Biaggi-Prothese. 1 Gelenkzahn (normales Gelenk). 2 Balancegelenk, 3 Zungenbügel, 4 Verbindungsbügel der Verankerungselemente (Klammern mit Auflagen und labialen Krallen) (2).

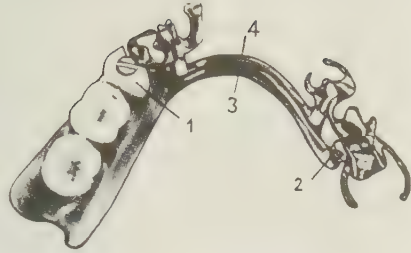


Abb. 37:

Dieselbe Prothese zerlegt. 1 Verankerungsteil mit Verbindungsbügel. 2 Schleimhautgetragener Prothesenteil, 3 Rastenzunge des Balancegelenkes.

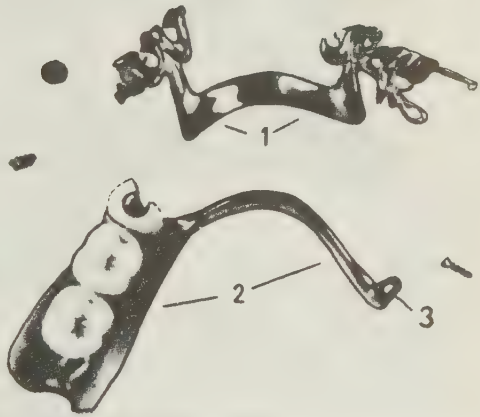


Abb. 38: Das bekannte BMB-Gelenk nach Beat Müller. Es kommt in derselben Weise zur Anwendung wie das Biaggi-Gelenk in Abb. 36 und Abb. 37, nämlich in Verbindung mit einem Balancegelenk, dem BMB-Schloß.

Diese beiden Gelenke, nämlich das Biaggi-Gelenk und das BMB-Gelenk sollen als Beispiel für alle übrigen Resilienzgelenke angeführt werden, als da sind:

Achsial-Rotationsgelenk nach Steiger

Ancorvis-Gelenk nach Branzi (63)

Dalbo-Gelenk

Frey-Gelenk (14)

CM-Gelenk (Kardan)

und einige andere mehr.

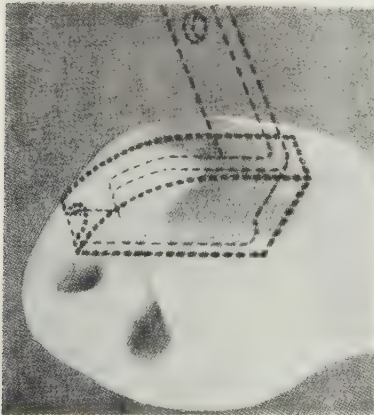
Als Voraussetzung für die Anwendung all dieser passiven und aktiven Resilienzgelenke gilt die Zusammenfassung des Restgebisses zu einem Block durch eine abnehmbare Schiene wie in Abb. 35/81. oder durch eine festsitzende Kronenschiene oder Brücke wie in Abb. 39.



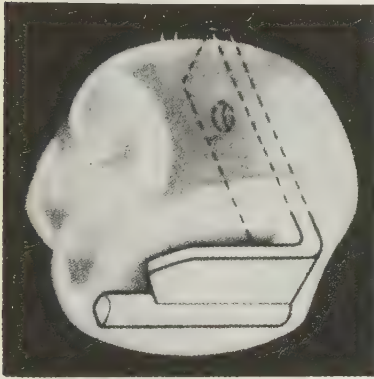
Abb. 39:

- a) Obere Teleskopprothese. Eine feste Brücke im Bereich der oberen Frontzähne und rechten Backen- und Mahlzähne. Der linke obere Schneidezahn ist ein teleskopierendes Brückenglied, das mit dem Freiendsattel gelenkig verbunden ist. Dieser Freiendsattel steht durch einen Transversalbügel mit der teleskopierenden Krone in Verbindung, die am 1. Mahlzahn ihren Halt findet.
- b) Der abnehmbare Teil der Prothese.
(Aus Häupl (20)).

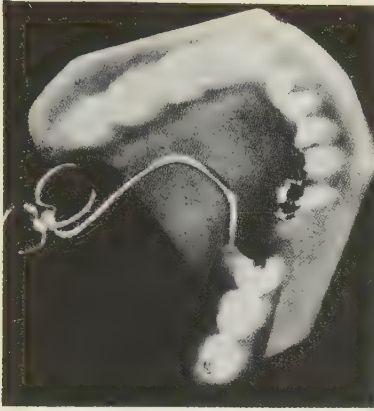
Besonderer Erwähnung bedarf noch ein Gelenk, weil es ausschließlich für einseitigen Ersatz gedacht ist, das Ear-Lock nach A. Steiger (8). Die Konstruktion wird nicht wie alle übrigen von occlusal, sondern von marginal her seitlich eingeschoben und zeigt auf der bezahnten Seite kein Balancegelenk, sondern eine Verklammerung (siehe Abb. 40c). Es trägt eigentlich mehr den Charakter eines Geschiebes.



a



b



c

Abb. 40: Ear-Lock-Gelenk nach A. Steiger
 a) Patrize in Matriz e eingeschoben
 b) Patrize
 c) ganze Prothese.

B) Der parodontal-gingival getragene Typus

1. Sattelnah abgestützt

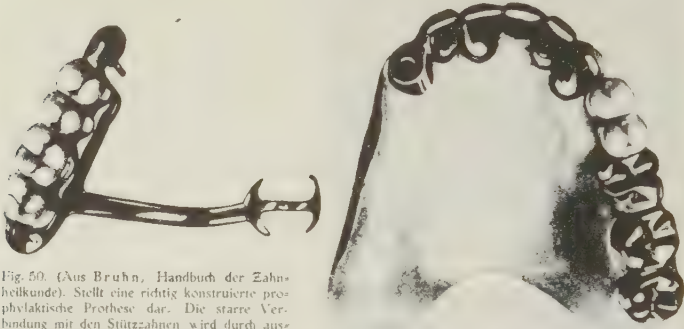
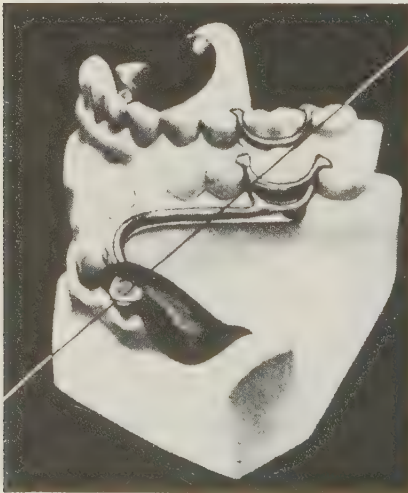


Fig. 50. (Aus Bruhn, Handbuch der Zahnheilkunde). Stellt eine richtig konstruierte prophyktische Prothese dar. Die starre Verbindung mit den Stützzähnen wird durch ausreichende Verstärkung der Stützzähne durch die feststehende Prothese in sagittaler und transversaler Richtung derart ausgeglichen, daß ein Kippmoment des Eigengewichtes der abnehmbaren Prothese im Gegensatz zu Fig. 49 nicht schädlich zur Auswirkung kommen kann. Funktioneller Wert kommt dieser abnehmbaren Prothese nach meinen Erfahrungen nicht zu, da der Patient stets nur auf der Seite der feststehenden physiologischen Prothese kauen wird

Abb. 41: Eine durch Stiftverankerung starr gelagerte einseitige OK-Prothese (Aus Rumpel (57)).



Kl. I. L.

Abb. 42: Rumpel'sche Deckelklammer (aus Elbrecht (10)).



Abb. 43:

Ungenügende Verankerung (nach Bleicher (3)).

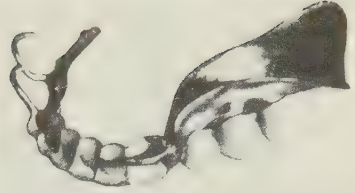
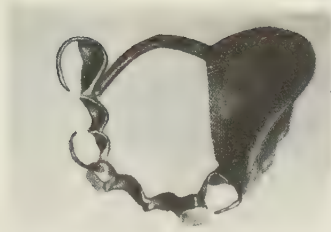


Abb. 44: Starre Lagerung durch Kappenschienen nach Spreng (66) für Ober- und Unterkiefer.

2. Sattelfern abgestützt:

Starre Lagerung durch Stützkappen nach van Thiel (siehe Abb. 93, 97, 102, 106, 111).

3. Durch Schamiergelenk verbunden:

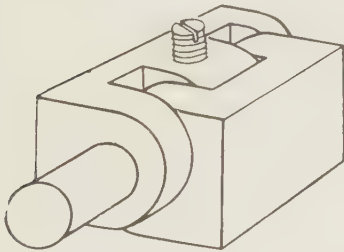


Abb. 45:

Das Strini-Schamiergelenk (68). Dieses Schamier kommt auch bei der Doppelschamierprothese nach Strini zur Anwendung (siehe Abb. 77).

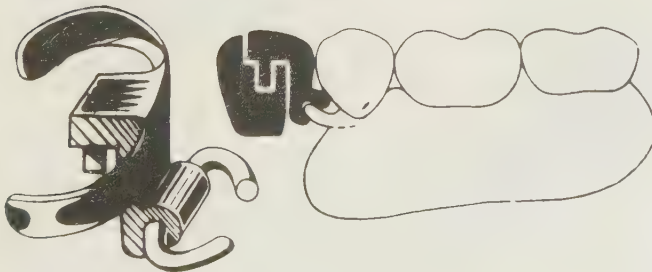


Abb. 46:
Schamiergelenk nach Gottlieb (aus Häupl (20))

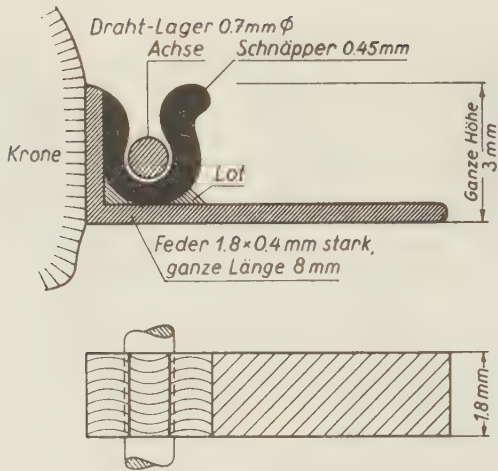


Abb. 47:

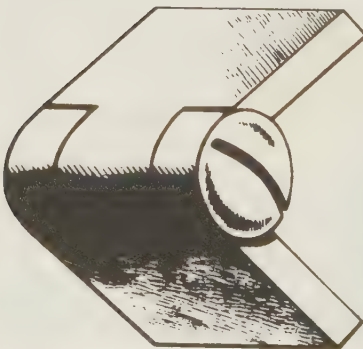
Die Peitschenfeder nach Heintz (21) ist eine Schamierkonstruktion, die wegen der Unzulänglichkeit der Feder (Bruchgefährdung bei Dauerbiegebeanspruchung) nicht zu empfehlen ist.



Abb. 48:

Schamiergelenk nach Fischer.

129



**Fig. 9 Système CONOD
CM (n° 673)**

Abb. 49: Schamiergelenk nach Conod.



Abb. 50:

Das W-Gelenk nach Jantzen bestehend aus einem Kunststoffteil mit Achse und zwei Wisilschenkeln. Die Teile werden in das Wachsmodell einmodelliert. (31)

Einseitig gelagerte Freidendprothesen

In den Abschnitten "Aufgabenstellung" und "Warum soll eine einseitige Endlücke prothetisch versorgt werden?" ist der Begriff "einseitig gelagerte Freidendprothesen" definiert, und beschrieben, welche Überlegungen zur Entwicklung dieser Prothesengattung geführt haben. Demnach ist das psychische Moment vorherrschend, indem dem Patienten der Eindruck vermittelt werden soll, nicht eine umfangreiche Prothese zu besitzen, sondern einen Ersatz nach der Art einer kleineren abnehmbaren Brücke. Es fallen also jegliche Balance- oder Versteifungsbügel zur gegenüberliegenden Kieferseite fort. Dies bedingt wiederum vermehrte Schwierigkeit in der Verankerung.

Abgesehen von festsitzenden Extensionsbrücken, wie sie George Evans (84) schon um die Jahrhundertwende empfahl und die auch mit mehr oder weniger Erfolg angewendet wurden, sind Versuche in dieser Richtung erst seit gut 10 Jahren bekannt geworden.

Seit geraumer Zeit bekannt und bereits mehrfach in der Literatur erwähnt ist die "Bridge Amorti" des Franzosen Darcissac (6).

Diese "gepufferte Brücke" stellt, wie der Name schon sagt, mehr die Form einer abnehmbaren Brücke, als die einer Prothese dar.

An dem durch einen Brückenverband oder mehreren miteinander verlöteten Kronen verblockten Restgebiß ist distal zur Endlücke hin am endständigen Zahn, einem Praemolaren, ein hochkant gestellter Steg angelötet (s. Abb. 52). Über diesem Steg ist eine nach dem Kieferkamm hin offene U-Schiene geschoben, die mittels Schrauben auf dem Steg fixiert wird. Diese Schrauben werden in 2 Löchern des Steges geführt, die nur eine Bewegung in senkrechter Translation zulassen. Um diese Bewegung zu ermöglichen, liegt die U-Schiene oder die Matrice des Geschiebes nicht direkt auf dem Steg auf, sondern es ist ein Resilienzzraum dazwischen geschaltet. Der Resilienzzwischenraum wurde ursprünglich mit Kofferdamgummi ausgefüllt um den Kaudruck abzupuffern und federnd auf den Steg zu übertragen. Die Schleim-

hautauflage des abnehmbaren Teiles ist ähnlich einem Brückenzwischenstück lediglich 3 mm breit. Die Schleimhaut kann somit keinen wesentlichen Druck aufnehmen, dieser wird fast ausschließlich, wenn auch gedämpft, auf den Steg übertragen, der dadurch besonders hinsichtlich Bruch gefährdet ist. Eine Reparatur wäre in diesem Falle schlecht möglich.

Neuerdings gestaltet Darcissac den Steg durch ein zwischengeschaltetes T-Geschiebe auch abnehmbar, so daß für eine Reparatur keine Schwierigkeit mehr besteht. Die Schraube (bei längeren Sätteln sind es 2) geht nicht mehr durch den Steg hindurch, sondern wird in einer Nut geführt (s. Abb. 53). Auch ersetzt er den Kofferdamgummi durch eine Drahtfeder aus einer Platin-Gold-Legierung (7). Diese Feder kann lediglich dazu dienen, den Sattel nach dem Kauakt in seine Ausgangsstellung zurückzuführen, eine wesentliche Druckübertragung und damit eine gute Pufferung erscheint nach den Federberechnungen von Strack (69), van Thiel (76), Fehr (12) und Rehberg (54) genau wie bei federnd abgestützten Prothesen nicht möglich. Zu erwähnen ist noch, daß bei der älteren und neueren Ausführung als zusätzliche Führungselemente, wie auf der Abbildung ersichtlich, zwei aneinander gleitende Platten angebracht sind.

In statischer Sicht ist die "Bridge Amorti" mit einer festsitzenden Extensionsbrücke zu vergleichen, mit der Einschränkung, daß die Druckübertragung auf das Restgebiß durch den Resilienzweg etwas gemildert wird.

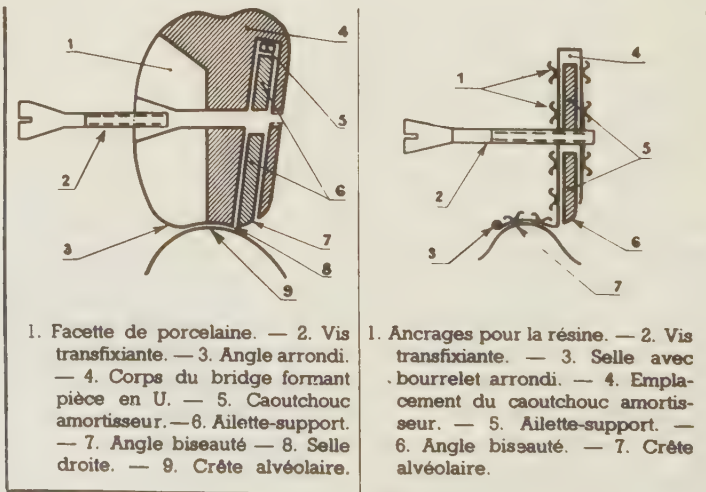


Abb. 51

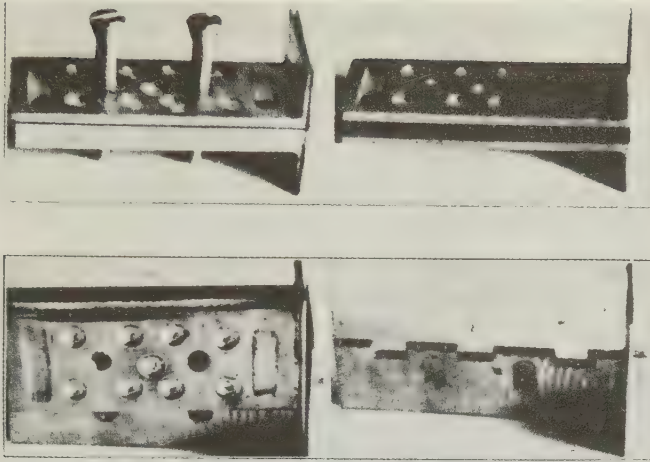


Fig. 12. — Les elements constituant de l'attacheement articule

Abb. 52

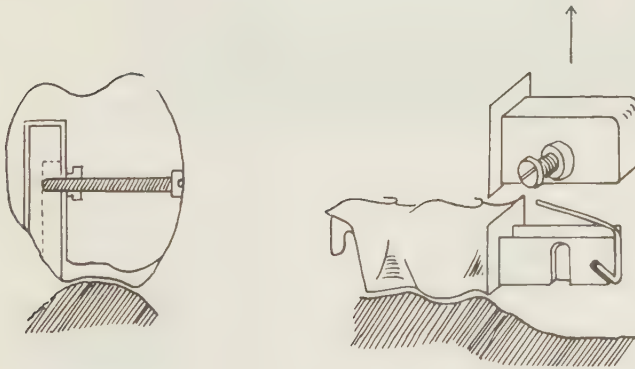


Abb. 53

Die Idee von Darcissac hat später der Italiener Zuccoli aufgegriffen und dergestalt abgewandelt, als er aus der fast ausschließlich dental getragenen, bedingt abnehmbaren Extensionsbrücke eine gingival getragene, breitbasig aufliegende, bedingungslos abnehmbare Extensionsprothese gestaltete.

Zuccoli nennt seine Schöpfung "Monoreduuttori" oder "Monoreduktor".

Der Name soll ausdrücken, daß der Ersatz auf eine Kieferseite reduziert ist. Der Monoreduktor stellt ein passives Resilienzgelenk dar, bei dem ebenfalls an zwei miteinander verlöteten Gußkronen distal ein vertikal stehender Steg angelötet ist. Auf diesem reitet eine U-Schiene, die in 2 senkrecht am Steg angebrachten Führungsrillen mittels gefederter Kugeln geführt und gehalten wird. Zwischen dem maskulinen und femininen Teil bleibt ein Resilienzraum bis zu 1,5 mm (s. Abb. 55).

Gegenüber der "Bridge Amorti", die sich bei uns in Deutschland nicht durchsetzen konnte, hat der Monoreduktor doch auch bei uns eine gewisse Verbreitung gefunden.

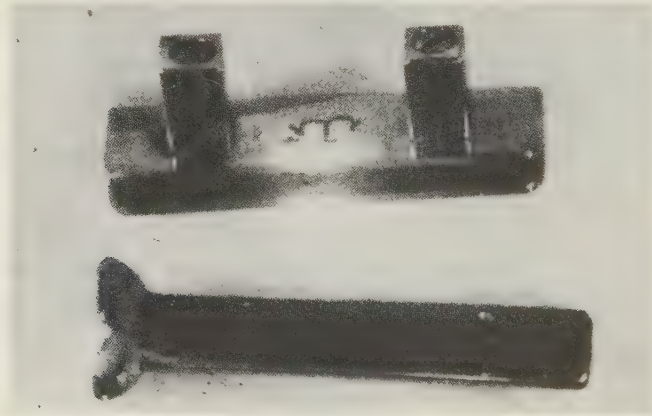


Abb. 54

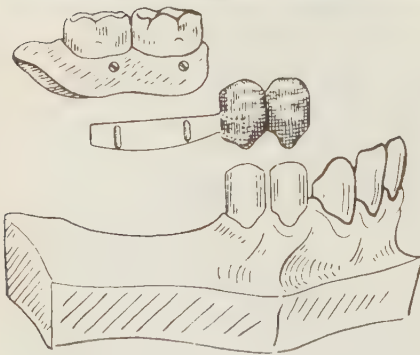


Fig. 13

Abb. 55: Monoreduktor nach Zuccoli.

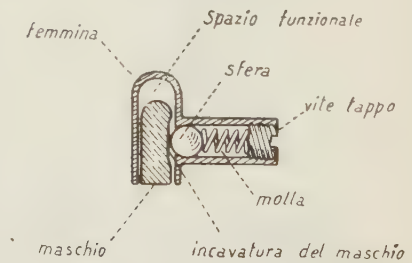


Fig. 6

Einen Schritt weiter in dieser Entwicklung ging Fr. Schön, Bad Reichenhall (72). Auch er verwendet einen Steg, dieser ist auch verkürzt, um weniger Hebelkräfte auf das Restgebiß zu übertragen, auch nicht mehr flach, sondern rund und hat als Führungselement in seiner Mitte einen senkrecht aufgesetzten Zapfen, auf dem eine am Reiter angebrachte Hülse (s. Abb. 57) gleitet, und stellt so ein Geschiebe dar. Von dem Zapfen aus ist eine nach mesial und distal reichende kräftige Blattfeder angebracht, auf der der Reiter und damit auch der Sattel mit Kauansatz federnd lagert. Im Vergleich mit der Drahtfeder der "Bridge Amorti" ist diese Blattfeder weit mehr in der Lage auch einen Teil der Kaukräfte auf das Restgebiß zu übertragen, ist aber dadurch auch bruchgefährdet.

Schön (73) selbst sagt, daß die Schwäche bei seinem System in der Feder liegt und daß es heute noch keine Goldscheideanstalt gibt, die über ein Material verfügt, aus dem Federn hergestellt werden könnten, die den Kaudruckbelastungen im Munde standhalten. Dieselben schlechten Erfahrungen hat Schön auch mit allen federn den Geschieben und Gelenken gemacht, die aus der Schweiz, Italien oder von deutschen Firmen auf dem Markte sind. Eine gebrochene Blattfeder kann allerdings beim "Freiendgeschiebe nach Schön" leicht ausgewechselt werden.

Wie Schön mitteilt, kann sein Freiendgeschiebe nicht serienmäßig hergestellt werden, weil die italienischen Hersteller des Monoreduktors alle Rechte des Freiendersatzes in Europa patentiert haben und weil außerdem ausländische Patente über alle Federarten für den abnehmbaren Ersatz in Deutschland angemeldet sind. Es ist bedauerlich, wenn durch derartige Patentschwierigkeiten eine weitere Entwicklung gehemmt wird.

Bei Belastung am distalen Ende erfolgt selbstverständlich Kippung des Sattels. Nach Strack haben wir aber nach mesial hin auch außerhalb der Sattelmittle jetzt noch eine ganze Strecke, auf der der Sattel auch bei Kaubelastung nur translative statt rotative Bewegungen ausführt. Für die Feder werden vergütbare Edelmetalldrähte Stärke 1, 2 bis 1, 4 mm verwendet. Kaukräfte werden so gut wie nicht auf die Ankerzähne übertragen. Neuerdings läßt Strack seine Tübinger Feder auch unterhalb des Sattels von außen unsichtbar verlaufen, der Hohlraum unter dem Sattel wird mit weichbleibendem Kunststoff ausgefüllt, um ein Einwuchern der Schleimhaut zu verhindern (70).

Eine ähnliche Federkonstruktion wurde später ebenfalls in Tübingen entwickelt, die "Parallelogrammfeder" nach Körber. Strack hat bereits 1953 auf derartige Versuche hingewiesen (69), die Veröffentlichung erfolgte dann erst 1957 von E. Körber (42). Körber geht von dem Prinzip des Parallelogramms

aus, nämlich, wenn zwei zueinander parallel stehende Platten durch parallele Bügel miteinander gelenkig verbunden sind, so bleiben diese Platten bei Verschiebung immer in paralleler Lage zueinander, lediglich der Abstand ändert sich. Denkt man sich die eine Platte am Restgebiß, die andere am Prothesensattel befestigt, so könnte sich der Sattel nur parallel zu sich selbst verschieben.

Im Rahmen vorliegender Arbeit wurde vor der Veröffentlichung von Körber (42), angeregt durch den erwähnten Hinweis von Strack, versucht, ein Parallelogrammgelenk herzustellen. Es hat sich dabei gezeigt, daß ein derartiges Gelenk so klein gehalten werden müßte, um es im Prothesensattel unterzubringen, daß seine Einzelteile nicht mehr stabil genug gestaltet werden können, um der auftretenden Beanspruchung standzuhalten.

Zu dieser Erkenntnis wird wohl auch Körber gelangt sein, indem er statt einer gelenkigen Verbindung starr fixierte Federn benutzte.

Nach Körber geschieht nahezu dieselbe Bewegung, wenn anstelle der gelenkigen Bügel starr fixierte Federn treten. Abbildung 68 zeigt die Anordnung von zwei Lingual- und einem Bukkalbügel bei der Parallelogrammverankerung. Weil bukkal nur ein Federbügel angebracht werden kann, muß dieser stärker sein als die zwei Lingualbügel, Körber gibt für bukkal 1,1 mm, für lingual je 0,8 mm Drahtstärke an. Die Kraftübertragung auf das Restgebiß ist bei mittlerer Resilienz von 0,6 mm ungefähr 0,6 kg. Körber ist der Ansicht, daß es zu einer Kippung des Sattels dann kommen könnte, wenn sich die relativ dünnen Drähte etwa vorzeitig durchbiegen würden, er ist jedoch der Überzeugung, daß auch dünne Drähte der Dehnung bzw. Stauchung einen hohen Widerstand entgegensetzen, so daß diese Kippung unwahrscheinlich ist.

Mißerfolge treten dann auf, wenn die Drähte beim Anlöten überhitzt werden oder wenn die Verankerung nicht einwandfrei sitzt. Eine weitere Befürchtung, daß nämlich die vertikale Bewegung des Sattels mit einer sagittalen Vorschubbewegung gekoppelt ist, kann vernachlässigt werden, wenn man weiß, daß diese Vorschubbewegung nur etwa 2/1000 mm sein kann (42).

Im ungünstigsten Fall tritt bei mesialer Randbelastung ein Hypomochlion unter dem distalen Sattelteil auf. Dabei wird die obere Feder auf Druck, die untere Feder auf Zug beansprucht.

Einen ganz anderen Weg zur Lösung dieser Aufgabe beschreitet Strack mit seiner sogenannten "Tübinger Doppelfeder" (69). Es handelt sich um eine bukkal und lingual oder palatinal an eine Teleskopkrone angelötete

Feder, die frei nach distal verläuft und erst hinter der Sattelmittle im Kunststoff des Sattels verankert ist, nach dem sie zuvor rechtwinklig nach oben eine Biegung macht (s. Abb. 67). Der Primäranker der Teleskopkrone ist nach mesial nicht mit einer zweiten Krone verlötet. Als Halteelement dient eine unter eine vorspringende Nase der Krone eingreifende Feder mit Knopf, die wiederum an die Doppelfeder angelötet ist. Nach Strack entsteht durch die Anordnung der Doppelfeder hinsichtlich der Kinematik des Prothesensattels eine eigenartige Erscheinung, wie sie auch bei der Federwaage auftritt, daß bei Belastung des mesialen Endes eines solchen Prothesensattels durch die Kombination von Biegung in den beiden Armen der Doppelfeder und Torsion im transversal verlaufenden Teil der Sattel keine kippende, sondern eine parallele Bewegung zu sich selbst nach unten ausführt.

Eine weitere Möglichkeit ist die Zwischenschaltung eines Schamiergeleokes. Es ist jedoch nicht jedes einfache Schamier dafür geeignet, sondern nur ein stabiles Schamier, das eine sichere Bewegungsführung ermöglicht, nur eine Rotationsbewegung um die transversale Achse zuläßt und diese nur in Richtung zum Kieferkamm hin, nicht umgekehrt, mit anderen Worten, die Kippmeidung muß gewährleistet sein. Das Schamier muß also mindestens 2 Zuganker und 1 Druckanker besitzen. Diese Voraussetzungen erfüllen z.B.: Das Fischer-Scharnier, das Schamier nach Gottlieb (s. Abb. 46), das Schamier nach Conod (s. Abb. 49), und ein neues Schamier nach Strini (s. Abb. 59), und neuerdings auch das W. - Gelenk (s. Abb. 50), das bisher nur für Stahlarbeiten verwendet wird.

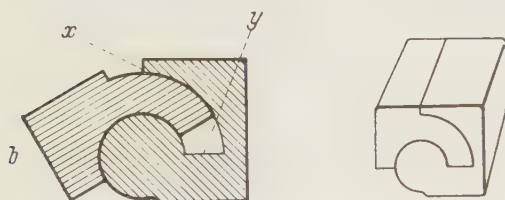


Abb. 59:

Das neue
Strini-Scharnier
(n. Singer (61)).

Singer beschreibt eine Konstruktion mit dem neuen "Strini"-Schamier (s. Abb. 60) unter dem Namen "Bügel- und klammerlose einseitige Freidendprothese" (61). Diese besteht aus 3 Teilen:

1. Die auf die Pfeilerzähne zementierten Anker (feste Brücke).
2. Der Freiendsattel (Gelenkprothese).
3. Das abnehmbare Mittelstück zwischen Sattel und Ankern (abnehmbare Brücke).

Während die beiden ersten Teile (feste Brücke und Gelenkprothese) in ihrer Gestaltung unverändert bleiben, kann die Form des Mittelstückes variieren, je nachdem, ob dieser als abnehmbare Brücke konstruierte Teil auf den Ankern durch Verriegelung oder Standardgeschiebe fixiert wird. Singer beschreibt 4 Arten der abnehmbaren Verankerung:

- I. Eine Verriegelung (s. Abb. 60), die von jedem geschickten Techniker herzustellen ist. Es finden keine fabrikfertigen Teile Verwendung.
- II. Standardgeschiebe:
 1. Das Geschiebe von "Mac Collum" (s. Abb. 61)
 2. Elastisches Geschiebe mit Einschnappvorrichtung
 - a) das Pressomatikgeschiebe (s. Abb. 63).
 Der elastische Teil dabei ist ein Gummipfropf.
 - b) das Blatt-Federgeschiebe von Biaggi, von welchem je eines an der palatinalen Seite der beiden Ankerkronen angreift (Abb. 62).



Abb. 60: Verriegelung nach Strini
(schematisch) (n. Singer (61)).

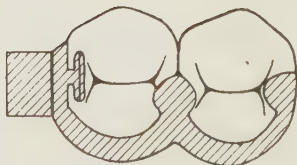
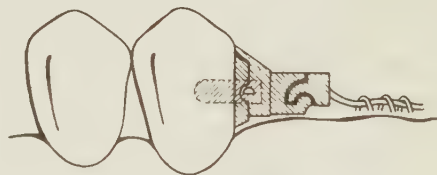
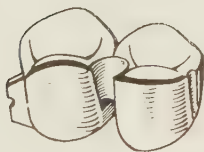


Abb. 61:
Mittelstück durch
Mac Collum-Geschiebe
fixiert
(n. Singer (61)).

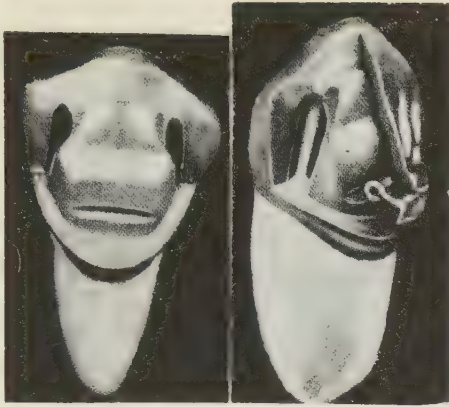


Abb. 62:
Blatt-Feder-Geschiebe
n. Biaggi (n. Singer (61)).

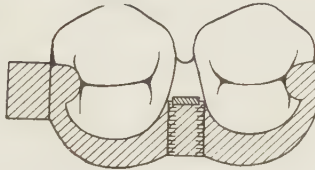
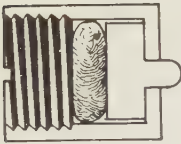


Abb. 63:
Mittelstück
durch Presso-
matic-Ge-
schiebe fixiert
(n. Singer (61)).

Nach Singer wird die Verbindung des Mittelstückes zum Freiendsattel in idealer Form durch das neue Strini-Scharnier hergestellt, welches im Gegensatz zu seiner früheren Form (Fixierung der beiden Scharnierkomponenten mittels eines durchlaufenden Stiffes) nach Art einer Türangel aus- und eingehängt werden kann. Es besteht aus 2 exakt ineinander greifenden Teilen, einer Patrize und einer Matrize, welche zusammengefügt einen kompakten Quader bilden (s. Abb. 59). Rotiert die Patrize um 90° , so hängt sich das Scharnier selbsttätig aus. Für die Funktion im Munde muß die Rotation auf $25 - 30^\circ$ beschränkt bleiben (s. Abb. 59), was durch einen Anschlag des Kunststoffes am Mittelstück erreicht wird.

Das Schamier soll die Aufgabe haben, erstens der Resilienzbewegung des Freiendsattels Rechnung zu tragen, ohne kippende Kräfte auf die Pfeilerzähne zu übertragen, zweitens die distale Zahnfleischpapille des letzten Ankerzahnes zu schonen.

Der Vorteil der neuen Schamierkonstruktion gegenüber der früheren von Strini, sowie anderen Scharnierformen (Fischer, Conod u. a.) liegt in seiner großen Widerstandsfähigkeit; der Kaudruck wird von einer viel größeren einheitlichen Oberfläche aufgenommen; die beiden Teile, welche nicht im Gußverfahren, sondern, wie die amerikanischen Standardgeschiebe,

durch Stanzen hergestellt sind, befinden sich in einem dauernden innigen Kontakt, was die zum starken Verschleiß führenden kleinen Lateralbewegungen unmöglich macht (61).

Zu den verschiedenen Verankerungsmöglichkeiten dieser Schamierkonstruktion ist noch zu bemerken, daß auch bei den genannten übrigen Konstruktionen, wie der Bridge Amorti, dem Monoreduktor, der Freiidbrücke nach Schön, sowie bei den Federkonstruktionen von Strack und Körber, eine Zwischenschaltung derartiger Verriegelungsgeschiebe oder Standardgeschiebe möglich ist. Die angeführte Verriegelung gelangt häufig in Tübingen zur Anwendung, hier auch zur Verriegelung von Teleskopkronen. Es wurde auch gelegentlich schon vom Tübinger Riegel (13) gesprochen, dieser geht jedoch nach Angaben Körbers auf Strini zurück (67).

Wie Singer später zu seiner Veröffentlichung über die bügel- und klammerlose Freiidprothese (61) mitteilt, wird diese Konstruktion von ihm nunmehr ausschließlich mit dem Mac Collum-Geschiebe hergestellt, da die Herstellung des Schlosses im Labor zu viel Zeit beansprucht (62). Singer berichtet außerdem noch von einer neu entwickelten Form dieser Freiidprothese, beim Fehlen der Molaren werden beide Praemolaren für Teleskopkronen präpariert und die äußeren Teleskope, also die sekundären Anker, mit Pressomatik eindeutig fixiert (62).

Wenn die bisher angeführten Typen alle mehr oder weniger die unterschiedliche Resilienz von Restzähnen und Kiefertegument berücksichtigen, so läßt Heintz diese unberücksichtigt. Er gibt eine Konstruktion an, die eine Modifikation nach dem amerikanischen Ney-Klammer-System darstellt, genannt "gegenläufige Doppelklammer" (23, 24, 26).

Es handelt sich um eine gegossene, doppelte 2-Bogenklammer aus Stahl oder Edelmetall mit zwei Auflagen, eine labiale Auflage liegt sattelnah, eine linguale Auflage liegt sattelfem. Die ganze Klammer umfaßt 2 Zähne, wenn beide Praemolaren erhalten sind, kann sie auf 3 Zähne ausgedehnt werden. Heintz empfiehlt den letzten Restgebiszahn zu überkronen und die distale Fläche plan zu gestalten zur besseren Führung (s. Abb. 69). Der Sattel soll möglichst weit nach distal ausgedehnt werden, um den Kippwinkel für die umklammerten Zähne möglichst gering zu halten (s. Abb. 69). Seine bisher veröffentlichten Federverbindungen, die Doppelkneifeder (22), die Bremer-Feder (25) und die Peitschenfeder hält Heintz für den einseitigen Freiendersatz für ungeeignet, wie er auch ganz allgemein eine federnde Verbindung für den einseitigen Freiendersatz für unglücklich hält. Seine Peitschenfeder führt zwar den Sattel horizontal sicher, schließt aber die "rollende Bewegung" nicht aus (23).

Eine zweite Möglichkeit zur Lösung des Problems führt Heintz an mit einer "Implantat-gestützten einseitigen Freiendprothese" (23/27). In der Gegend des 6-Jahrmolaren wird nach bekannter Methode von Uhlig ein kleines Gerüst aus Degulor M oder Stahl mit herausragendem Stift implantiert. Der Stift wird mit einer Krone des lückennahen Zahnes durch einen hochkant stehenden rechteckigen Steg oder durch einen "Gilmore-Steg" von 1,8 mm starr fixiert. Ein abnehmbarer Prothesensattel wird darauf durch Ney-Klammern oder Gilmore-Reiter fixiert. Bei der Veröffentlichung dieser Implantatmethode werden Angaben über eine entsprechende Kasuistik mit klinischen und röntgenologischen Nachuntersuchungsbefunden vermißt. Somit kann über eine praktische Bewährung dieser nicht alltäglichen Konstruktion nichts ausgesagt werden.

Heintz führt neuerdings noch eine dritte Konstruktion an, die ebenfalls wie die gegenl. Doppelklammer auf dem letzten Restgebißzahn sattelnah abgestützt ist (28). Es handelt sich um eine Stegkonstruktion, wie er sie auch für doppelseitige Freiendprothesen empfiehlt (29), die für die einseitige Anwendung in etwas veränderter Form und einer zusätzlichen Ney-Klammer gefertigt wird. Der Steg wird gegenüber der Form für die doppelseitige Anwendung (s. Abb. 64) um eine Zahnbreite verlängert zur besseren Sattelführung. Über eine klinische Bewährung ist noch nichts bekannt.

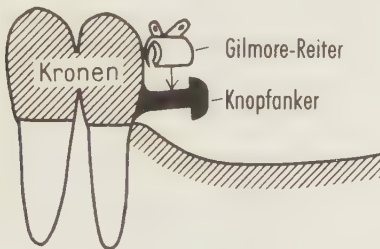


Abb. 64

Zu erwähnen ist noch ein in jüngster Zeit veröffentlichter Beitrag über "Kleine einseitige Freiendprothesen" von W. Jungkunz (36).

Jungkunz verblockt das Restgebiß durch zwei verlötete Kronen oder eine feste Brücke und verbindet damit einen kurzen Freiendsattel mittels Standardgeschlebe oder zwei verlöteter Teleskopkronen starr, ähnlich wie das auch der Schweizer Wannenmacher empfiehlt (87), dieser mit dem Unterschied, daß er ausschließlich ein amerikanisches Standardgeschlebe, das "Stem-Präzisionsgeschlebe" verwendet und diese "100 %ig starre" Verbindung für die ganz kurze Endlücke, wenn nur 2 Molaren zu ersetzen sind, wegen der ungünstigen statischen Verhältnisse ablehnt (88).

Eine ähnliche Schamierkonstruktion wie die von Singer beschriebene "bügel- und klammerlose einseitige Freundprothese" mit dem neuen Strini-Schamier empfiehlt Wupper (91) unter dem Namen "P.R.-Schamier".

Im Gegensatz zu der Strinischen Konstruktion ist hier das Schamier selbst abnehmbar gestaltet, so daß kein zwischengeschaltetes abnehmbares Mittelstück benötigt und die Herstellung im Labor somit weniger kompliziert wird.

Das "P.R.-Scharnier" besteht aus einem distal an eine Krone angelöteten ca. 8 mm langen, viertelkreisförmig abgerundeten und hochkant angeordneten Ausleger und einer diesem kongruent aufsitzenden abnehmbaren Box, die mit einem runden Zapfen in eine Führungsnut des Auslegers greift und eine begrenzte Schamierbewegung ermöglicht. Gehalten wird die abnehmbare Box durch ein modifiziertes Presso-Matic.

Vergleichende Betrachtung

Vorstehend sind nun verschiedenerlei Lösungsmöglichkeiten zur Herstellung einer einseitig gelagerten Freundprothese aufgezeigt und es liegt nun nahe, diese einer vergleichenden Betrachtung zu unterziehen.

Die Hersteller der einzelnen Konstruktionen können alle mehr oder weniger gute Erfolge vorweisen, die sicher auch tatsächlich bestehen und nicht bezweifelt zu werden brauchen. Diese Erfolge sind dann an einem größeren oder kleineren Patientengut nach mehr oder weniger langer Tragezeit aufzuweisen.

So kann z.B. Darcissac darauf hinweisen, daß die Erfahrung zahlreicher Praktiker, die seine Geschiebe verwenden, die Richtigkeit des weiten Resilienz-zwischenraumes bestätigt und daß die Arbeitsweise dieser Prothesen mit der schmalen Basis die Nutzlosigkeit eines ausgedehnten Sattels aufzeigt, der sich mit dieser Prothese nicht vereinbaren läßt, weil sonst Nahrungsreste zurückbleiben (7).

Auch Singer gibt für den Monoreduktor eigene praktische Erfahrungen in über 200 Fällen an, von denen höchstens 30 % unterfüttert werden mußten (60). Hromatka berichtet über seine Erfahrungen mit dem Monoreduktor nach 2jähriger Erprobungszeit an einigen Fällen. Der Sattel ließ in seinem Halt auf dem Steg zu wünschen übrig, er konnte nicht nur nach oben, sondern auch schräg nach rückwärts abgezogen werden und ein paar Patienten klagten, daß er sich unter dem Zug sehr klebriger Speisen hebe. Mit einer zusätzlichen, zweigeteilten Halteklammer an der letzten Krone erzielte Hromatka den gewünsch-

ten festen Sitz und bringt diese Maßnahme seither in jedem Fall zur Anwendung. Die Notwendigkeit der Unterfütterung hat sich bei ihm nach 2 Jahren noch nicht ergeben (35).

Sehr günstig beurteilt Jupitz den Monoreduktor. Seine klinischen und röntgenologischen Kontrollen nach jahrelanger Tragezeit ergaben jedesmal den gleichen unverändert guten Befund. Paradentale Schäden oder Lockerung der Ankerzähne, wurden nie beobachtet. In einem Fall war die Anbringung einer "Führungsklammer" nachträglich notwendig, um ein Abziehen nach distal zu verhindern (37). Leider ist nicht vermerkt, über wieviel Fälle sich diese Kontrollen erstrecken.

Ebenso kann auch Schön auf gute Dauererfolge hinweisen. Eine absolute Bruchsicherheit des Steges scheint nicht gewährleistet, Schön hat sowohl beim Monoreduktor wie bei seinem Freidendgeschiebe Brüche des Steges am Pfeilerzahn gesehen, die durch eine mangelhafte technische Bearbeitung nicht zu erklären waren. Wie er in Erfahrung bringen konnte, haben auch ausländische Kollegen die gleichen Beobachtungen mit Brüchen des Steges am Monoreduktor gemacht. Der schwächste Punkt in der Konstruktion aller einseitigen abnehmbaren Freidendbrücken liegt demnach in der Verbindung des Steges mit der letzten Pfeilerkrone (73).

Aus einem Bericht von Körber über die Tübinger Doppelfeder von Strack geht hervor, daß seit 6 Jahren recht gute Erfolge erzielt wurden und daß man glaubt ein geringeres Absinken feststellen zu können. Die Pfeilerzähne werden weitgehend geschont, da ja kaum Kaukräfte übertragen werden (43).

Über seine Parallelogrammfeder sagt Körber aus, daß sie sich seit 5 Jahren an Patienten mit verkürzter Zahnreihe bewährt hat (42).

Wie später dazu noch zu erfahren war, wendet Körber selbst seine Parallelogrammfeder nur noch selten an, weil zu oft eine Federfraktur am Ansatz der Lötstelle auftrat, diese kann nur bei exakter Verarbeitung im Labor vermieden werden und somit kann die Arbeit einem Durchschnittstechniker nicht anvertraut werden (44).

Zu der als "bügel- und klammerlose einseitige Freidendprothese" bezeichneten Scharnierkonstruktion ist zu sagen, daß Singer in den letzten 2 1/2 Jahren 32 nach diesem Verfahren hergestellte einseitige Freidendprothesen eingegliedert hat. Die im Abstand von 3 bis 4 Monaten durchgeführten klinischen und röntgenologischen Kontrollen haben sehr gute Ergebnisse gezeigt: in keinem Falle konnten paradentale Schäden an den Pfeilerzähnen festgestellt werden; in 23 Fällen mußte der Sattel nach 10 bis 12 Monaten unterfüttert

werden, eine zweite Unterfütterung nach Ablauf eines weiteren Jahres war nur in 5 Fällen erforderlich (61).

Betreffs der "gegenläufigen Doppelklammer" gibt Heintz an, daß sie sich außerordentlich bewährt hat (24), dies bezieht sich auf die doppelseitige Anwendung, bezüglich der einseitigen Anwendung stellt er fest, daß sie sich für die sichere Führung des Prothesensattels in Funktion und Ruhelage eignet (23). Später teilt Heintz mit, daß er 50 Fälle einer einseitigen Anwendung der gegenläufigen Doppelklammer überblickt und ihm keine negativen Erfahrungen bekannt sind. Beobachtungen über einen längeren Zeitraum ergaben, daß die Zeiträume bis zum Notwendigwerden einer Unterfütterung erfreulich lang waren (zahlenmäßige Angaben fehlen leider) (28).

Jungkunz verweist darauf, daß seine "kleinen einseitigen Freundprothesen" in seiner Praxis erprobt wurden und sich bewährt haben, auch eine kleine Kasuistik wird angeführt; Ergebnis gute Kaufähigkeit und fester Sitz (36).

Alle diese Angaben sind in mancherlei Hinsicht sehr aufschlußreich, sie können jedoch keine Basis für einen objektiven Vergleich darstellen. Die einzelnen Autoren arbeiteten unter verschiedenartigen Voraussetzungen und verschiedenartiger Zielsetzung, deshalb müssen die Erfolgsangaben relativen Charakter haben.

Um eine wirkliche Vergleichsmöglichkeit zu bekommen, müssen die statischen Verhältnisse der einzelnen Prothesentypen untersucht werden. Zu diesem Zweck wurden Belastungsversuche am Modell mit elastischer Sattelunterlage unternommen.

Vergleichende Untersuchungen einseitig gelagerter Freundprothesen durch Belastungsversuche auf dem Modell

In dem Kapitel "Die Kinematik in Verbindung mit der Statik der Prothese" wurde das Verhalten eines Prothesensattels bei Belastung in verschiedenen Punkten durch Berechnungen nach Kantorowicz theoretisch klargelegt. Die Ergebnisse wurden in einer Tabelle (s. Abb. 13) zusammengefaßt, in der ein elastisch gelagerter (schleimhautgetragener) Sattel mit einem mesial aufgestützten Sattel in Vergleich gebracht wird. Die Einsinktiefe des Sattels in das elastische Lager tritt in umgekehrte Relation zur Belastbarkeit, also geringe Einsenkung = große Belastbarkeit. Aus der Tabelle ist deutlich der Vorteil des gestützten Sattels gegenüber dem schleimhautgetragenen Sattel ersichtlich: Bei Belastung im distalen 1/3 Punkt ist die Randeinsenkung und

damit die Belastbarkeit gleich groß, in der Mitte beträgt die Randeinsenkung des gestützten das 1 1/2fache des schleimhautgetragenen Sattels und in allen übrigen Punkten ist die Randeinsenkung des gestützten Sattels wesentlich geringer als die des elastisch gelagerten. Am ungünstigsten wirkt sich die elastische Lagerung bei Belastung am mesialen Rand aus und gerade hier manifestiert sich der empfindlichste Punkt, nämlich die distale Zahnfleischpapille des letzten Restgebisszahnes, der bei den allermeisten Konstruktionen die Hauptlast der Verankerung zu tragen hat. Diese Papille wird gequetscht und die Folge davon sind Resorption des Alveolarknochens und Lockerung des Ankerzahnes. Mit der Schädigung des wichtigsten Ankerzahnes wird gleichzeitig die ganze Prothese in Frage gestellt. Deshalb ist der Schonung der distalen Zahnfleischpapille und damit der Überbrückung des Conodischen Belastungstales großer Wert beizumessen.

Man kann nun sagen, daß die Voraussetzungen, die den Berechnungen nach Kantorowicz zugrunde gelegt sind, der anatomischen Wirklichkeit nicht ganz entsprechen, indem wir in Wirklichkeit eine dünne zusammenpreßbare Schleimhaut und darunter eine harte Knochenunterlage haben, die ein weiteres Einsinken verhindert. Durch die Annahme eines gleichmäßig elastischen Lagers, läßt sich eine genaue Lagerreaktion ermitteln und die Größe der Randeinsenkung zeigt an, in welchem Umfang der Knochen belastet wird, nachdem die Schleimhaut ganz zusammengepreßt ist. Ist eine große Randeinsenkung errechnet, so ist übertragen auf die wirklichen anatomischen Verhältnisse mit einer zu großen Belastung der Knochenunterlage unter dem entsprechenden Sattellrand und damit mit einer Resorption des Knochens und Absinken des Sattels zu rechnen.

Diese Erkenntnisse bilden die Grundlage für die Modellversuche, die in der Folge beschrieben werden:

Es wurden Palavitmodelle mit Frasakozähnen und Gipssockel hergestellt. Auf einer Kieferseite weisen diese Modelle eine Endlücke auf, wobei die beiden Praemolaren noch stehen und die Molaren zu ersetzen sind. Der Kieferkamm wurde mittels einer 4-5 mm dicken Auflage aus Lastic 55, einer Abdruckmasse auf Silikonbasis, elastisch gestaltet. Dieses Material hat sich bei Belastungsversuchen gut bewährt. Es zeigte auch bei häufiger und länger andauernder Belastung keine Ermüdungserscheinungen. Auf den Modellen wurden verschiedene Typen "einseitig gelagerter Freiidprothesen" hergestellt, alle mit gleicher Sattellänge und -fläche. Auf der buccalen Seite dieser Modellprothesen ist eine Mutter angebracht, in welche eine 22 cm lange Zeigemadel geschraubt werden kann (s. Abb. 66 p.p.). Wird nun ein Sattel in einem Punkt belastet und er sinkt mesial ein, so schlägt die Zeigemadel nach unten aus, sinkt er distal ein, so schlägt die Nadel nach oben aus; sinkt der Sattel jedoch parallel zu sich

selbst ein, so wird die Zeigernadel keinen meßbaren Ausschlag zeigen, die Nadel wird entsprechend der Einsinktiefe des Sattels mit diesem parallel absinken.

Es wurde bewußt darauf verzichtet, die direkte Einsinktiefe zu messen, weil es sich dabei um schlecht meßbare kleine Werte handelt und weil der Ausschlag der langen Nadel eine deutlich sichtbare Vergleichsmöglichkeit bietet.

Für die Belastungsversuche wurde eine Meßwaage (s. Abb. 65) verwendet. Auf der Bodenplatte dieser Meßwaage wurde ein massiver Hartholzklotz befestigt, auf dessen plangehobelter Oberseite Halteschrauben zur Fixierung der Modelle eingelassen sind. Auf der Rückseite des Holzklotzes ist eine vertikal stehende Sperrplatte angebracht zur Aufnahme eines Blattes Millimeterpapiers. Die Versuchsmodelle wurden mittels der Halterung auf dem Klotz so eingespannt, daß die Zeigernadel sich unmittelbar vor dem Millimeterpapier bewegte, so daß der Ausschlag des Zeigers mittels eines Stechzirkels auf das Papier genau übertragen werden konnte.

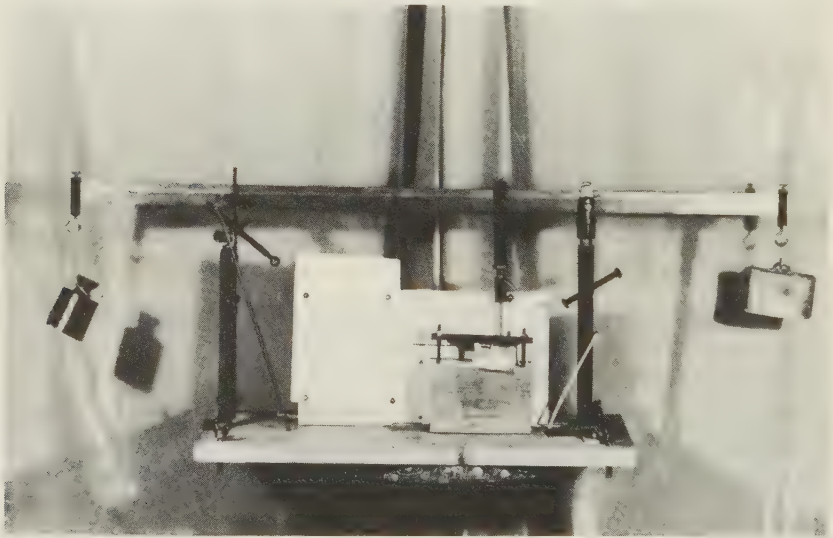


Abb. 65

Belastet wurde entsprechend den Versuchen von Kantorowicz (38) in fünf verschiedenen Punkten des Prothesensattels:

1. im mesialen Rand
2. im mesialen 1/3 Punkt
3. in der Sattelmittle
4. im distalen 1/3 Punkt
5. im distalen Sattelrand.

Diese 5 Punkte wurden mitten auf dem Sattel durch kleine Mulden, die mit einem Rosenbohrer eingefräst wurden, markiert. Der auf der Abb. 65 sichtbare senkrechte Metallstift, der mit dem Waagebalken gelenkig verbunden ist, greift zur Belastung in diese kleinen Mulden. Durch Einhängen eines Gewichtes am freien Ende des Waagebalkens wird im Verhältnis 1 : 5 belastet, d. h.: Wird ein Gewicht von 1 kg eingehängt, so ist die tatsächliche Belastung durch die Hebelübersetzung 5 kg.

Eine Belastung von 5 kg hatte sich entsprechend der Elastizität der Kieferkammauflage für die Versuche als die günstigste erwiesen und wurde für alle Versuche beibehalten.

Folgende Prothesentypen wurden getestet:

1. Der Monoreduktor nach Zuccoli
2. Die Tübinger Feder nach Strack
3. Die Parallelogrammfeder nach Körber
4. Die gegenläufige Doppelklammer nach Heintz
5. Die Strini-Scharnierprothese.

Für die Strini-Scharnierprothese wurde aus Ersparnisgründen kein neues Original-Strini-Scharnier verwendet, sondern ein selbst hergestelltes einfaches Scharnier, wobei darauf geachtet wurde, daß der Drehpunkt des Scharniers an dieselbe Stelle trat wie bei der Originalfassung. Im Verhalten des Sattels ergibt sich dadurch bei Belastung keine Änderung.

Die Modellprothesen der oben erwähnten 5 Typen wurden in der angeführten Reihenfolge je in den 5 verschiedenen Punkten mit 5 kg belastet und der Zeigerausschlag auf Millimeterpapier markiert. Das Ganze wurde weitere neunmal wiederholt, so daß in jedem Punkt zehnmal belastet wurde.



Abb. 66: Monoreduktor nach Zuccoli

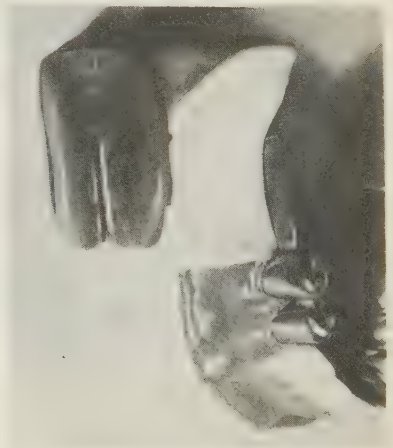


Abb. 67: Tübinger Feder nach Strack

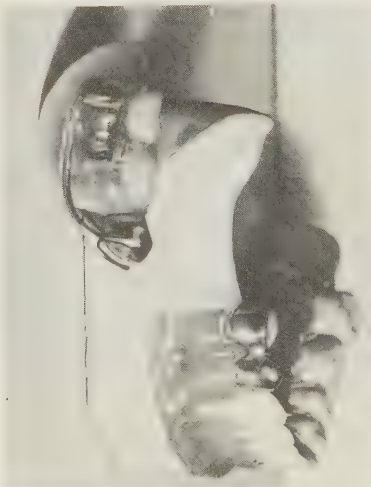




Abb. 68: Parallelogrammfeder nach Körber

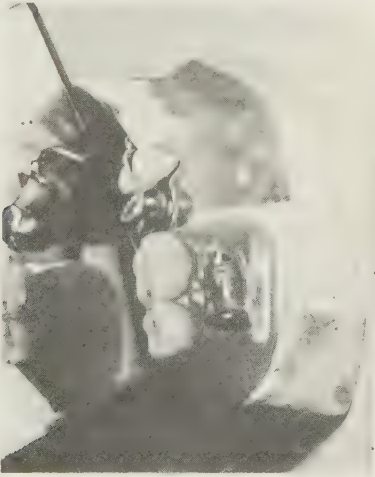


Abb. 69: Gegenläufige Doppelklammer nach Heintz





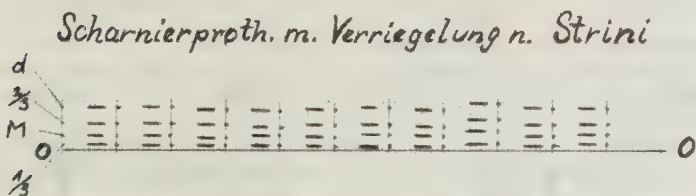
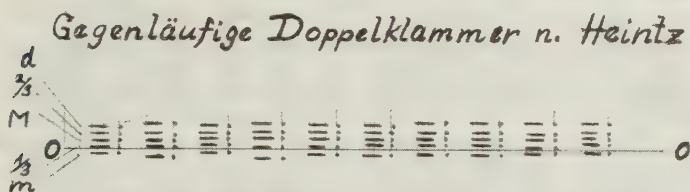
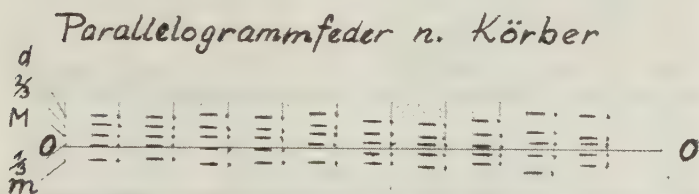
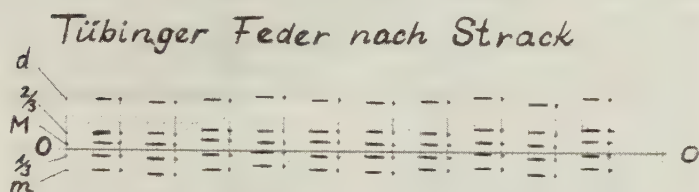
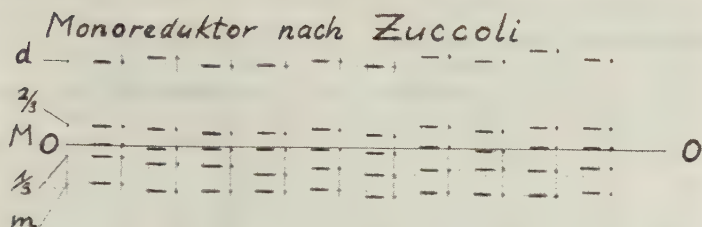
Abb. 70: Strini-Schamierprothese mit Verriegelungsgeschiebe.

Zu nebenstehender Abb. 71:
(Ergebnisse der Belastungsversuche)

Abweichen der Versuchsprothesen von der parallelen Sattelführung bei Belastung in 5 verschiedenen Punkten (m = mesialer Sattelrand, $1/3$ = mesialer $1/3$ Punkt, M = Sattelmitte, $2/3$ = distaler $1/3$ Punkt, d = distaler Sattelrand) und bei Durchführung von je 10 Versuchen. Ausschlag der Zeigernadel unterhalb der O-Linie = mesiale Randeinsenkung.

Ausschlag der Zeigernadel oberhalb der O-Linie = distale Randeinsenkung.

Ergebnisse der Belastungsversuche:



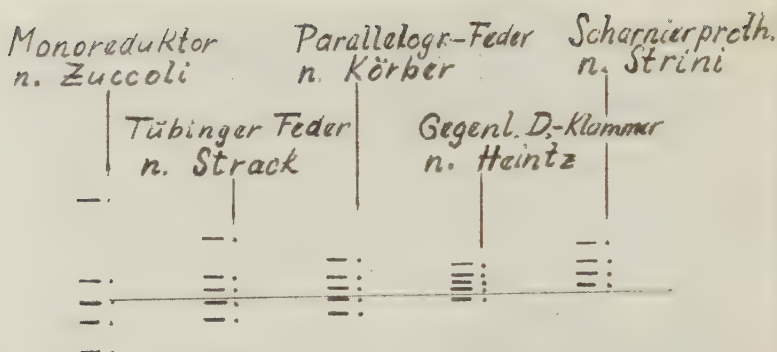


Abb.: 72: Durchschnittliche Abweichung der Versuchsprothesen von der parallelen Sattelführung bei Belastung in 5 verschiedenen Punkten. Die Durchschnittswerte ergeben sich aus je 10 Versuchen (s. Abb. 71).

Vergleicht man die Ergebnisse, so fällt auf, daß der Monoreduktor nach Zuccoli gegenüber den übrigen Konstruktionen weit aus dem Rahmen fällt, er zeigt weitaus größere Abweichungen von der O-Linie und damit auch von der parallelen Sattelführung. Besonders bemerkenswert ist die starke mesiale Randeinsenkung, die eine erhebliche Quetschung der distalen Papille des letzten Restgebißzahnes erwarten läßt. Die noch größere distale Randeinsenkung bei Belastung im letzten Satteldrittel braucht nicht beachtet zu werden, weil dieses Satteldrittel keinen Zahn trägt und dadurch nicht belastet werden kann; es gibt eine Ausnahme, nämlich, wenn ein endständiger Molar des Gegenkiefers auf den distalen Sattelrand aufbeißt. Diese Situation sollte unter allen Umständen vermieden werden. Der Monoreduktor stellt ein typisches Beispiel für den rein schleimhautgetragenen Sattel dar.

Wenn die Abweichungen im mesialen und im distalen Sattelbereich nicht genau gleich groß sind, so ist das darauf zurückzuführen, daß der Sattel nicht ganz lose auf der elastischen Basis aufliegt, sondern durch gefederte Kugeln auf dem Steg in Rillen geführt wird. Die Federn sind jedoch nicht stark genug um ein Abheben des Sattels bei ungünstiger Belastung zu verhindern.

Wesentlich günstigere Resultate zeigt der federn geführte Sattel, dargestellt durch die Tübinger Doppelfeder und die Parallelogrammfeder nach Körper. Dabei schneidet die Parallelogrammfeder um eine Kleinigkeit besser ab als die Tübinger Feder, vor allem im distalen Drittel, was aus bereits genannten Gründen nicht weiter beachtet zu werden braucht. Interessant ist, daß bei beiden Federkonstruktionen die parallele Sattelleinsenkung und damit die günstigste Belastung im mesialen $1/3$ Punkt stattfindet.

Beide Federkonstruktionen zeigen eine fast gleich große mesiale Randeinsenkung, die gegenüber der rein schleimhautgetragenen Konstruktion des Monoreduktors um mehr als die Hälfte geringer ist.

Bei den starr auf dem Restgebiß aufgelagerten Typen, zu denen hinsichtlich der Belastung auch die Schamierprothese zu zählen ist, steht zu erwarten, daß keine mesiale Randeinsenkung auftritt; was auch in den Versuchsergebnissen zum Ausdruck kommt und gegenüber allen anderen Konstruktionen als wesentlicher Vorteil erscheint. Die Strini-Schamierprothese hat gegenüber der starr gelagerten Konstruktion von Heintz den Nachteil, daß der Drehpunkt, der bei der Heintz-Konstruktion mit der distalen Auflage zusammenfällt, weiter distal verlagert ist, so daß der Radius kleiner wird und die distale Randeinsenkung entsprechend größer. Auch im mittleren Satteldrittel ist der Zeigerausschlag bei der starr gelagerten Konstruktion von Heintz nicht größer, eher noch um eine Kleinigkeit geringer. Es ergibt sich daraus, daß die starr gelagerte Prothese einer parallelen Sattelführung näher kommt als die federn geführten Prothesen, was um so erstaunlicher ist, als die federn geführten Typen mit dem Ziel einer parallelen Sattelführung konstruiert wurden, während bei dem starr gelagerten Typ eine Rotationsbewegung vorliegt.

Abschließend kann gesagt werden, daß die Ergebnisse aus den Berechnungen nach Kantorowicz (s. Seite 22/23) durch die praktischen Modellversuche prinzipiell bestätigt wurden.

Bei einer endgültigen Beurteilung der einzelnen Prothesentypen spielen die statischen und kinematischen Gesichtspunkte wohl eine große Rolle, können jedoch nicht ausschließlich entscheidend sein; es gibt verschiedene andere Faktoren, die in Betracht zu ziehen sind, wie z.B.: der biologische Faktor, die Bißlage, die Bezahnung im Gegenkiefer u. a. Es sind auch sicherlich mit jeder Konstruktion gute Erfolge zu erzielen, wenn eine strenge Indikationsstellung eingehalten wird. In diesem Zusammenhang ist nochmals auf die Darstellung von Strack in Abb. 17 hinzuweisen.

Die größte Indikationsbreite weist der starr gelagerte Typ auf, er ist praktisch in jedem Fall anwendbar, vorausgesetzt ein gesundes Paradontium der Ankerzähne. Diese Voraussetzung gilt jedoch für alle diese kurzen Freilendprothesen; ist sie nicht gegeben, so ist es in jedem Falle ratsam, die Verankerung auf die gegenüberliegende Kieferseite auszudehnen. Eine Kontraindikation ergibt sich bei überwiegender Mesialbelastung für den rein schleimhautgetragenen wie für den fedemd geführten Sattel.

Die günstigste Indikation für die schleimhautgetragene und die fedemd geführte Konstruktion ist eine schleimhautgetragene Prothese als Antagonist im Gegenkiefer. Eine weitere Einschränkung der Indikation erfährt der Monoreduktor und die übrigen Stegkonstruktionen, weil für die Unterbringung des Steggelenkes oder -geschiebes oft der nötige Raum fehlt, somit bilden alle Fälle von tiefem Biß eine Kontraindikation.

Die Widerstandsfähigkeit und Unempfindlichkeit spielt für den Erfolg auf lange Sicht eine nicht minder große Rolle. Auch in diesem Punkt ist der starr gelagerten Prothese der Vorzug zu geben. Stege, sowie angelötete Federdrähte sind bei entsprechender Dauerbelastung bruchgefährdet und Gelenke sind an den beweglichen Teilen mehr oder weniger einer Abnutzung unterworfen, so daß sie im Laufe der Zeit ausleien und einer regelmäßigen Nachkontrolle in Zeitabständen von ca. 1 Jahr bedürfen.

Der feste Sitz, eine gute Retention und Kippmeidung sind Voraussetzung für eine schnelle und vollständige Inkorporation. Außerdem eine ausreichende Sicherung gegen transversale Schubbewegungen und Rotationsbewegungen um die sagittale Achse.

Bei diesen kleinen einseitigen Konstruktionen ist es sehr viel schwieriger, diese Bedingungen alle durch eine geeignete Verankerung zu erfüllen als bei Konstruktionen, bei denen sich die Verankerung auf den ganzen Kiefer erstreckt und damit eine 3 oder 4 Punktabstützung möglich ist. Gute Ankerelemente für diese Zwecke sind: Die Teleskopkrone, jegliche Arten von Präzisionsgeschieben, Verriegelungsgeschiebe, fedemde Geschiebe (Pressomatic, Schulter-Rille-Blattfeder u. a.), die Stegverankerung, soweit sie eine ausreichende Retention aufweist und die gegossene gegenläufige Doppelklammer.

Die beschriebenen Modellversuche können nur über die Belastungsverhältnisse der Prothesensättel auf der Gingiva aussagen, ebenso ist es erforderlich, die Lastverteilung und -übertragung auf die Ankerzähne zu untersuchen. Für die rein schleimhautgelagerten Typen wie z. B. den Monoreduktor ist dies sehr einfach, vertikale Kräfte werden keine übertragen, sondern nur geringgradige transversale und sagittale Impulse, die durch eine Blockbildung der Anker-

zähne (Verlötung der Kronen) ausreichend kompensiert sind und keine schädigende Wirkung auf das Parodont der Ankerzähne erwarten lassen. Bei den federn geführten Typen ist es ähnlich, zusätzlich werden jedoch auch geringe vertikale Kräfte übertragen, z. B. bei der Parallelogrammfeder nach Körber bis zu 0,6 kg (42), bei der Tübinger Doppelfeder ist es ähnlich, diese spielen für ein gesundes Parodont ebensowenig eine Rolle. Anders ist dies schon bei den starr gelagerten und den Schamier-Konstruktionen. Hier wird ein großer Teil der Kaukraft auf das Restgebiß übertragen. Es ist eine bekannte Tatsache, daß der Zahn in achsialer Richtung eine überaus große Belastung verträgt, wenn die Belastung jedoch außerachsal erfolgt, sind Schädigungen des Parodonts nicht ausgeschlossen. Das Schamier bietet keine direkte achsiale Belastung, weil die Krafteinwirkung distal der letzten Krone erfolgt, deshalb darf es auch nicht an einem einzelnen Zahn angehängt werden, sondern an mindestens 2 miteinander fest verbundenen Zähnen (verlötete Kronen), dadurch ist die ungünstige Krafteinwirkung ausreichend kompensiert.

Bei der gegenläufigen Doppelklammer von Heintz ist es anders, die senkrechte Belastung greift am distalen Rand des letzten Restgebißzahnes an, ist also streng gesehen auch außer-achsal, wenn auch nicht so stark wie beim Schamier; ein Ausweichen des Zahnes nach distal wird durch die Doppelklammer, die sich über 2 Zähne erstreckt, verhindert, eine vertikale Verschieblichkeit der Zähne gegeneinander ist jedoch möglich, somit auch ein Ausweichen der Wurzelspitze des belasteten Zahnes nach mesial im Sinne einer Rotationsbewegung, wie sie u. a. auch Egli beschrieb (9), die sich unter Umständen schädlich auswirken kann. Heintz hat allerdings in 50 Fällen keine schädigenden Wirkungen auf die Ankerzähne festgestellt (28). Anscheinend bewegen sich diese Belastungen innerhalb der Reaktionsbreite des Gewebes.

Die sattelnahe Auflage führt dazu, daß es durch die geringe Rotationsbewegung des Sattels um die transversale Achse zu einer, wenn auch minimalen Schaukelbewegung und dadurch zu einer Scheuerbewegung der mesialen Klammer Teile am Zahn kommt.

Im Bestreben diese Nachteile auszuschalten, jedoch die Vorteile der starr gelagerten Konstruktion beizubehalten, sind neue Wege beschritten worden. Das Ergebnis davon sind 2 Versuchsprothesen, die folgend beschrieben werden.

Die Versuchsprothese I ist in Abb. 73 dargestellt. Als Ankerzähne sind die beiden Praemolaren mit zwei in einem Stück gegossenen Kronen versehen, wobei die Krone des ersten Praemolaren als Primäranker für eine Teleskopkrone gearbeitet ist. Der sekundäre Anker der Teleskopkrone ist buccal und palatinal

durch vergütbare Edelmetalldrähte fest mit dem Sattel verbunden. Die Federdrähte sind marginal mit der Teleskopkrone verlötet, verlaufen im unter sich gehenden Bereich der Krone des zweiten Praemolaren und münden nicht gleich am mesialen Sattelrand, sondern erst eine Zahnbreite weiter distal in den Kunststoffsattel ein, um einen gewissen Federweg zu gewährleisten. Diese Doppelfeder bewirkt eine sichere Retention der Teleskopkrone und gleichzeitig auch des Sattels. Die Abstützung und Druckübertragung auf die Ankerzähne geschieht durch eine Ringklammer, wie sie Gerber (18) und auch Naucke (50) für Freundprothesen verwenden.

Statisch erreicht man durch die Ringklammer eine Mesialverlagerung der Auflage und damit des Drehpunktes, der Bewegungsradius verlängert sich im Sinne einer sattelfernen Lagerung, die Rotationsbewegung des Sattels gleicht sich dadurch etwas mehr der parallelen Sattelführung an. Kippbewegungen werden vollkommen vermieden, man erreicht eine gute Retention, Seitenstabilität und Kippmeidung bei einer Beibehaltung der Vorzüge der starren Lagerung. Für das Parodont der Ankerzähne ist keine Gefahr zu erwarten, da die Zähne verblockt und die Kaukräfte gleichmäßig auf beide Zähne übertragen werden. Zur kosmetischen Verbesserung können die Kronen verblendet werden.

Bei den federnd geführten Typen wurde gesagt, daß verlötete Drähte Schwachpunkte im Sinne einer Bruchgefahr darstellen. Zum Unterschied von diesen Typen wird jedoch hier die Hauptlast von der aus Stahldraht gefertigten Ringklammer getragen, so daß die verlöteten Drähte in der Funktion weitgehend entlastet sind. Etwas Endgültiges kann sicherlich erst nach einer über Jahre sich erstreckenden Erprobung am Patienten gesagt werden.

Für die Versuchsprothese II wurde das Prinzip der gegenläufigen Doppelklammer von Heintz übernommen mit zum Teil erheblichen Abänderungen (s. Seite 68). Der wesentliche Unterschied zu der Konstruktion von Heintz liegt darin, daß die sattelnahe Abstützung zu einer sattelfernen wurde, und die Auflagen in einer Schiene sich über 3 Zähne erstrecken und diese gleichmäßig achsial belasten. Die Auflageschiene wurde deshalb auf den Eckzahn als Kappchen ausgedehnt um eine bessere Kippmeidung zu erzielen. Die Klammerkonstruktion ist durch einen sattelfern ansetzenden Bügel mit dem Sattel verbunden. Der Ansatz des Bügels an der Klammer ist zugleich als Drehpunkt zu betrachten. Dieser ist gegenüber der Versuchsprothese I um eine weitere Zahnbreite nach mesial verlagert und ergibt somit eine noch günstigere Sattelführung.



a.



b.

Abb. 73: Versuchsprothese I

a



b.

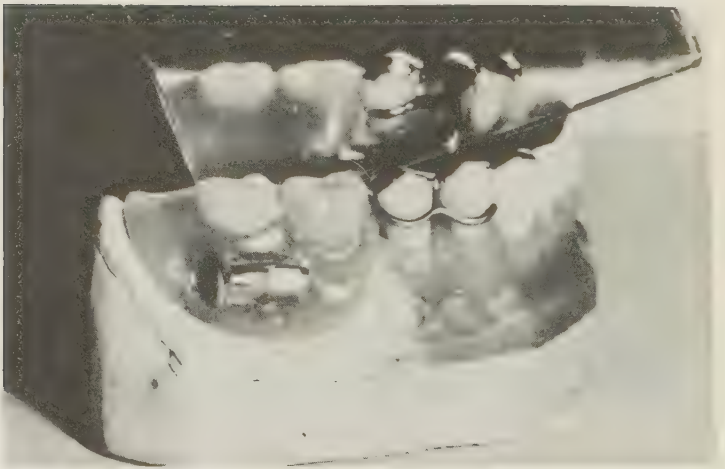


Abb. 74: Versuchsprothese II

Die linguale Klammer, die Auflageschiene und der Bügel sind im Modellgußverfahren in Wsıl hergestellt, die Klammer ist vermessen und reicht mit ihrer Spitze ins unterschich gehende Gebiet. Buccal wurde eine Doppelbogenklammer um den ersten und zweiten Praemolaren in 1,0 mm Stahldraht, der im Kunststoff einpolymerisiert ist, bevorzugt. Diese buccale Klammer verläuft mit ihrem ersten Bogen genau auf dem Aequator des zweiten Praemolaren als Hypomochlion für die linguale Klammer und ihrem zweiten Bogen unter dem Aequator des ersten Praemolaren als Retention. Diese Versuchsprothese wurde ebenfalls am Patient noch nicht erprobt, sehr gute klinische Erfolge ähnlicher sattelförmiger abgestützter einseitiger Freidendprothesen mit zusätzlicher Abstützung auf der Gegenseite mittels Transversalbügel, die in der weiteren Folge noch beschrieben werden, lassen auch gute Ergebnisse dieser Konstruktion erwarten. Die zwei beschriebenen Versuchsprothesen wurden in die Belastungsversuche mit einbezogen und erbrachten das erwartete günstige Ergebnis.

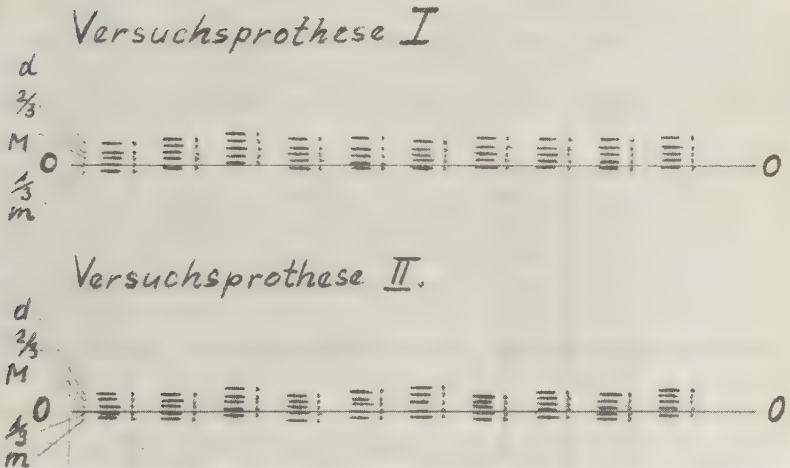
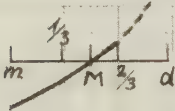


Abb. 75: Abweichen von der parallelen Sattelführung bei Belastung in 5 verschiedenen Punkten. (Siehe auch Abb.76)

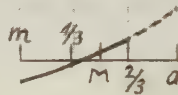
Der Unterschied der Versuchsprothese I zu der gegenläufigen Doppelklammer von Heintz ist zwar gering und bewegt sich innerhalb der Fehler-Spanne des Verfahrens. Die Randeinsenkungen der Versuchsprothese II sind deutlich sichtbar geringer als die der Heintz'schen Konstruktion.

In einer graphischen Darstellung aller Versuchsprothesen sind die Durchschnittswerte aus den Versuchen in Beziehung zur tatsächlichen Sattellänge gebracht und ermöglichen so einen anschaulichen Vergleich.

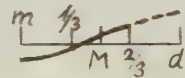
Monoreduktor
n. Zuccoli



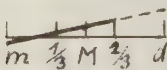
Tübinger Feder
n. Strack



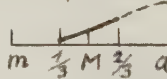
Parallelogr.-Feder
n. Körber



Gegenläufige
Klammern. Heintz



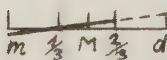
Strini-Schar-
nierprothese



Versuchsproth. I.



Versuchsproth. II.



Das distale Satteldrittel bleibt frei von Zähnen (Kurve gestrichelt), hier findet keine Übertragung von Kaukräften statt.

Abb. 76:

Graphische Darstellung über die Abweichung von der parallelen Sattelführung aller Versuchsprothesen. Belastung jeweils in 5 Punkten mit 5 kg. Mesiale Randeinsenkung unterhalb, distale Randeinsenkung oberhalb der O-Linie. Die Abweichungen von der O-Linie stellen nicht die tatsächlichen Werte für die Randeinsenkung dar, sondern die durch eine 22 cm lange Zeigemadel um das ca. 7 1/2-fache übertragenen Werte.

Ergänzend zu den Belastungsversuchen muß erwähnt werden, daß ähnliche Versuche der freien Universität Berlin von W. Kettler (40) durchgeführt wurden. Kettler verwendet ein auf einen Stahlisch festgeschraubtes massives Paladonmodell mit anteriorem Restgebiß bis jeweils einschließlich zum ersten Praemolar. Die Freientsättel der Meßprothesen sind 28 mm lang, also um 1 mm kürzer als bei unseren Versuchen. Als elastisches Prothesenlager dient eine 1,8 mm dicke aufgeklebte Gummiplatte, die nach Kettler ungefähr in der Elastizität den Verhältnissen der Schleimhautbedeckung des Alveolarfortsatzes entspricht. Kettler mißt die Sattelleinsenkung jeweils in 3 Punkten (mes. und dist. Rand, sowie Sattelmittle), mittels einer Meßuhr in 1/100 mm. Belastet wird ebenfalls in denselben 5 Punkten wie bei unseren Messungen. Hierzu dient ein Kontaktor, der auf dem Prinzip der Federwaage beruht.

Als Versuchsprothesen werden hauptsächlich doppelendige Freientprothesen mit unterschiedlichen Anker- und Haltelementen verwendet. Es können keine direkten Vergleiche mit unseren Ergebnissen angestellt werden, weil die Bedingungen andere sind. In groben Zügen besteht jedoch Übereinstimmung darin, als Kettler gleich unseren Ergebnissen eine prinzipielle Übereinstimmung mit den von Kantorowicz errechneten Werten feststellt.

Nachstehend die wichtigsten Ergebnisse Kettlers bei einer Belastung von 5 kg:

Rein schleimhautgelagerter einzelner Prothesensattel ohne Halteelemente:

	mes. Rand	S. -Mitte	dist. Rand
Einsinktiefe:	0,83	0,32 mm	Sattel stellt sich senkrecht

Sattelnah mittels Klammerkreuz abgestützter einzelner Freientsattel:

	mes. Rand	S. -Mitte	dist. Rand
Einsinktiefe:	0,09	0,14	0,62 mm
			Die Klammer ist nicht in der Lage ein Abziehen des mes. Sattelrandes zu verhindern.

Durch einfache Drahtauflage (sattelfern) federnd abgestützte doppelseitige, an den Zähnen anliegende Stahlplatte mit Doppelbogenklammer:

	mes. Rand	S. -Mitte	dist. Rand
Einsinktiefe:	0,19	0,17	0,63 mm

Dieselbe Konstruktion mit Sublingualbügel:

	mes. Rand	S. -Mitte	dist. Rand	
Einsinktiefe:	0, 30	0, 29	0, 43	mm

Beidseitig federnd abgestützt durch Hakenfederklammer nach Fehr:

	mes. Rand	S. -Mitte	dist. Rand	
Einsinktiefe:	0, 19	0, 18	0, 30	mm

Bremer Resilienzfeder nach Heintz:

Abstützung: federnd in Sattelmittle

	mes. Rand	S. -Mitte	dist. Rand	
Einsinktiefe:	1, 01	0, 34	0, 75	mm

Interessant ist, daß Kettler die starre Abstützung trotz ihrer sehr günstigen Werte für die Einsinktiefe aus prophylaktischen Gründen ablehnt und zwar wegen der ungünstigen Einwirkung der Ankerteile auf die Zähne. Dies ist weiter nicht verwunderlich, zumal heute im Zeitalter der Präzisionstechnik das Klammerkreuz allgemein als untaugliches Mittel zur Abstützung einer Freiidprothese bekannt ist.

Andere praktische Lösungen des Problems der parallelen
Sattelführung

Eine statisch vollkommene Lösung des Problems der parallelen Sattelführung bietet die Doppelscharnierprothese von Strini (68), in der deutschen Literatur von Singer (59) beschrieben. Sie besteht aus zwei durch einen Steg verbundenen Scharnieren, eines distal an der Verankerung, das andere senkrecht auf der Sattelmittle angebracht. Der Steg trägt den Kauansatz (Abb. 77). Die Kaukräfte, die auf den Sattel übertragen werden, treffen immer in dessen Mitte auf und folglich sinkt dieser immer parallel zu sich selbst ein. Weil die Ankerelemente (Ney-Klammern) stets durch einen Versteifungsbügel zur Gegenseite abgestützt sind, wurde diese Konstruktion unter den einseitig gelagerten Freiidprothesen nicht erörtert.

Die Idee des Doppelscharniers hat Naucke in einer für unsere deutschen sozialen Verhältnisse vereinfachten Konstruktion angewandt (50). Der Kauansatz wird in einem Stück gegossen (Vollguß), mesial wird anstelle des Scharniers eine Ringklammer aus Stahldraht eingelötet, distal steckt ein Bügel

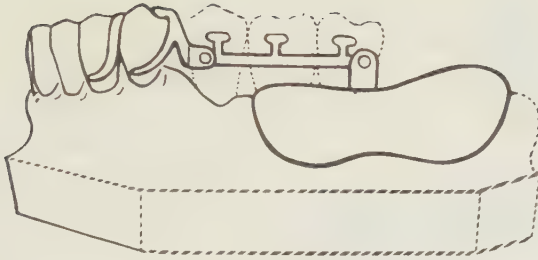


Fig. 12

Abb. 77:

Doppelschämier
nach Strini (68)

aus Stahldraht in einer Durchbohrung, von dort führt er senkrecht nach unten zur Sattelmittle, wo die Enden einpolymerisiert sind. Wie Naucke berichtet (51), sind bisher dreimal Brüche der Ringklammer an der Lötstelle bei Verwendung von Wiptam-Draht aufgetreten, bei Edelmetalldrähten noch nicht. Die Reparatur soll sehr einfach sein.

Auf eine andere Weise leistet Frey einen bemerkenswerten Beitrag zur parallelen Sattelführung. Er kombiniert sein bekanntes Frey-Gelenk mit einer Bügelaufgabe in der Kiefernmitte, lingual der mittleren Incisivi (Abb. 80 und 81) und erreicht eine sattelferne Auflage in idealer Form. Frey nennt das Dreipunktaufhängung. Das Frey-Gelenk überträgt keine Kaukräfte auf das Restgebiß, sondern dient nur der Führung des Sattels. Frey gibt an, daß diese Art der zentralen Aufhängung auch für einseitigen Freiendersatz möglich ist, (16), eine Veröffentlichung darüber ist noch nicht bekannt.

Die Konstruktionselemente werden alle in verbrennbarem Kunstharz geliefert, so daß nach dem Eingußverfahren gearbeitet werden kann.

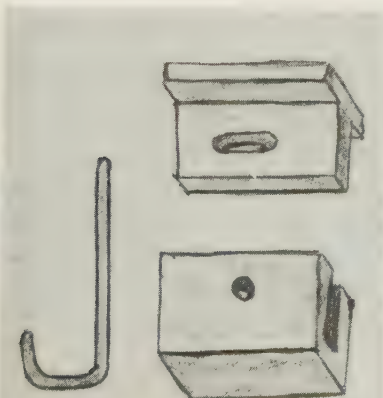


Abb. 79:

Das Frey-Gelenk. Läßt man das Loch im männlichen Teil rund, so kann es bei entsprechendem Beschleifen der Teile auch als Schämier verwendet werden.

(Nachzeichn. nach Frey (15)).

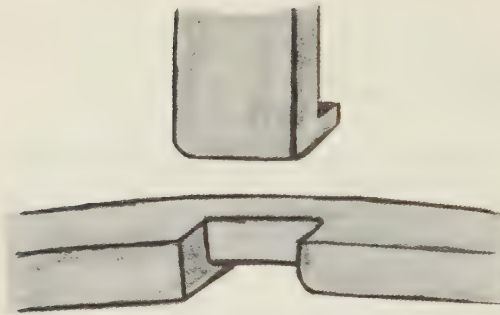
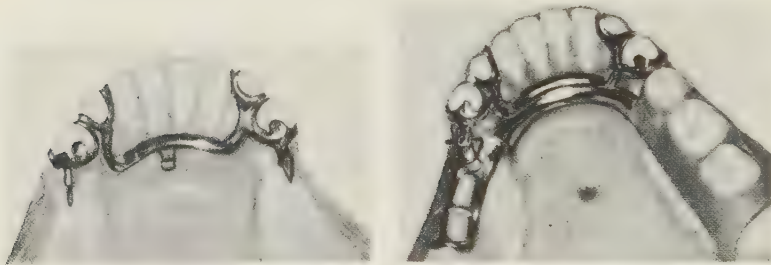


Abb. 80:

Aufhängungselemente in
zentraler Lage schema-
tisch gesehen.
(Nachzeichn. n. Frey (15)).



a

b

Abb. 81: nach Frey (15).

- a) starrer abnehmbarer Prothesenteil mit Haken für die zentrale Aufhängung, und den seitlichen Führungselementen.
- b) starrer und beweglicher Prothesenteil zusammengesetzt und verriegelt.

Eine gute, brauchbare Lösung zur prothetischen Versorgung der einseitigen Endlücke mit breitem Indikationsbereich

Der Indikationsbereich für die Konstruktionen der einseitig gelagerten Freidendprothese, die mehr als abnehmbare kleine Freidendbrücken gedacht sind, beschränkt sich naturgemäß auf einen kleineren Personenkreis, die große Masse der Patienten ist mit einer relativ unempfindlichen, später erweiterungsfähigen und finanziell erschwinglichen Prothesenkonstruktion auf lange Sicht hinaus besser versorgt.

Seit Jahren bestens bewährt hat sich eine sattelförmig abgestützte Prothesenform mit Stützkappen und Transversalbügel, der mittels Bonwillklammer auf der Gegenseite abgestützt ist. Es handelt sich um eine Modifikation der starren Lagerung nach van Thiel, die seit Jahren in der Fachwelt bekannt und in der Literatur beschrieben ist (76, 77, 78).

Das Metallgerüst wird im Modellgußverfahren als Einstückguß am besten in Stahl hergestellt, kann aber auch in einer Platin-Gold-Legierung gefertigt werden. Als Halteklammer dient eine gebogene Doppelbogenklammer nach Fehr. In der folgenden Kasuistik sind verschiedene Ausführungen dieser Prothesenform erläutert und in Abbildungen zu sehen. Würde man diese Prothese in die Belastungsversuche mit einbeziehen, so müßte sie zwangsläufig dasselbe Ergebnis zeitigen wie die Versuchsprothese II, weil sie in genau derselben Weise sattelförmig abgestützt ist, vorausgesetzt, daß der Sattel dieselbe Länge aufweisen würde. Sind anstatt nur der Molaren auch noch 1 oder 2 Prämolaren zu ersetzen, so muß weiter mesial abgestützt werden, der Bewegungsradius des Sattels wird länger und bewirkt eine weitere Annäherung an die parallele Sattelführung. Durch die außerordentlich günstigen Belastungsverhältnisse und den unverrückbar festen Sitz im Munde wird eine außergewöhnlich schnelle und vollständige Inkorporation erzielt, kosmetische Nachteile sind gering zu bewerten, weil sichtbare Teile der Anker- und Halteelemente fast ausschließlich im Seitenzahnbereich lokalisiert sind, mit Ausnahme von Schneidezahnkappen. Auch bei parodontal insuffizientem Restgebiß ist diese Prothesenform anzuwenden, wenn die Stützkappen zu einer durchgehenden Kappenschiene nach van Thiel erweitert werden, was einer Parodontose-schienung gleichkommt (s. Abb. 102 und 106). Bezüglich der 3-Punktaufhängung nach Frey wurde festgestellt, daß sie eine ideale Form der sattelförmigen Abstützung bezüglich vertikaler Translationsbewegung darstellt, bezüglich einer Kraftübertragung auf das Restgebiß muß die starre Lagerung nach van Thiel günstiger beurteilt werden.

Durch den langen Verbindungsarm bei der 3-Punktaufhängung wird der Sattel lediglich geführt, vertikale Kräfte werden kaum auf das Restgebiß übertragen, dagegen werden bei der starren Lagerung nach van Thiel durch den kurzen Verbindungsarm des Sattels bis zum Unterstützungspunkt der Restgebißauflagen (1-2 Zahnbreiten) bei Belastung im mesialen Teil des Sattels, dem Hauptkauzentrum, wesentliche Kräfte auf die Parodontien der Stützzähne übertragen. Nach van Thiel steht die vitale Wertigkeit eines gesunden Parodontiums auch im vorgeschrittenen Lebensalter immer noch über der von Schleimhaut und Zahnfortsatz (76). Der wesentliche Vorteil der starren Abstützung gegenüber allen Gelenkkonstruktionen ist der der Unempfindlichkeit,

der Unkompliziertheit, der einfachen Herstellungsweise, die jedem durchschnittlichen Stahltechniker anvertraut werden kann, es braucht auch nicht das gesamte Restgebiß in einer Schienung zusammengefaßt zu werden. Durch die Einfachheit in der Anfertigung vermindern sich neben den Fehlerquellen auch die Herstellungskosten und der Ersatz kann einer sehr breiten Bevölkerungsschicht zugänglich gemacht werden. Das stets für die Gelenkprothese angeführte Argument der Schonung des Restgebisses kann ebenso für die sattelferne starre Lagerung beansprucht werden. Die Schonung des Restgebisses geht bei der Gelenkprothese darauf zurück, daß das Restgebiß durch einen Schienenverband zu einem festen Block zusammengefaßt wird, der alle Bewegungsimpulse auffängt. Dasselbe kann man bei der starren Lagerung ja auch machen, dann kann sich selbst eine wesentliche Kaukraftübertragung auch auf ein paradental insuffizientes Restgebiß nicht ungünstig auswirken: es wird zudem gegenüber der Gelenkprothese eine kaufunktionelle Verbesserung erzielt. Zudem ist bei dieser Art der starren Lagerung nicht so schnell mit einer Unterfütterung zu rechnen, das Resilienzgelenk überträgt bei einer gewissen Bewegungsführung alle vertikalen Kaukräfte auf die Schleimhaut-Knochen-Unterlage und wird zur Sinkprothese wie jede andere schleimhautgetragene Prothese, wenn nicht die Belastung durch genügend bißtragende Zähne paradental aufgefangen wird und ein Ruhezustand im System Restgebiß - schleimhautgetragene Prothese auftritt. Nach van Thiel setzt sich der Knochenabbau stetig fort, wo das Auffangen der Belastungen paradental nicht mehr möglich ist (76). Demzufolge sinken schleimhautgetragene und auch Gelenkprothesen nur dann nicht ab, wenn ausreichende und qualitativ gute Stützzonen vorhanden sind, fehlende Stützzonen können durch eine starre Lagerung weitgehend, auch qualitativ wiederhergestellt werden. Daß ein individueller Faktor bei Veränderungen an Schleimhaut und Knochen, soweit es Entzündungsbereitschaft, den Grad der Beanspruchung durch muskuläre Kräfte und andere Faktoren angeht, mitbestimmend wirkt, muß bei jeder Betrachtung berücksichtigt werden (76).

Der Umstand, daß bei kleiner einseitiger Endlücke häufig ausreichende und qualitativ gute Stützzonen noch vorhanden sind, mag dazu beitragen, daß häufig mit schleimhautgetragenen und Gelenk-Prothesen gute Dauererfolge erzielt werden, der Patient neigt sowieso dazu, mehr mit den eigenen Zähnen zu kauen als mit einer weniger belastbaren Prothese. Nach der Ansicht van Thiels haben gewisse Ruhezustände, welche nach einer Zeit lebhafter Anpassungsvorgänge eintreten und viele Jahre fast ungestört erhalten bleiben, stets eine nennenswerte Herabsetzung der übertragenen Kaukraft im Bereich der Kauansätze als Voraussetzung und sind von Quantität und Qualität bißtragender und bißführender Parodontien abhängig. Der Ausfall nur eines dieser

Paradentien oder die Durchführung technischer Maßnahmen (z. B. einer Unterfütterung) können eine schnelle Beendigung des Ruhezustandes bedeuten (76).

Spreng sieht in der starren Konstruktion einen Prothesentyp mit höchster Kauwirkungsmöglichkeit (65). Er bevorzugt dabei die sattelnahe Abstützung mittels Kappenschiene ohne Sublingualbügel. Um ein dichtes Auflagen der Sattelteile auf der Schleimhaut zu erzielen, wendet Spreng ein Kompressionsabdruckverfahren, nämlich sein Kauabdruckverfahren an. Spreng gibt an, daß dadurch bei Kaueinwirkungen ein Bewegungsausgleich zwischen dem Sattelteil einerseits und dem Fixierungsteil andererseits vorliegt (65). Van Thiel sieht für seine sattelfern abgestützte Konstruktion kein Kompressionsabdruckverfahren vor, er ist vielmehr der Meinung, daß die Schleimhaut-Knochen-Unterlage auf die übermäßige Druckbeanspruchung mit Umbau- resp. Abbauvorgängen reagiert, bis ein gewisser Ruhezustand hergestellt ist (78).

Bei verschiedenen Gelenkkonstruktionen mit mehreren Freiheitsgraden wird die Forderung aufgestellt, daß der Patient in regelmäßigen Zeitabständen von ca. 6-12 Monaten zur Unterfütterung erscheint. Dazu ist zu sagen: "Die Prothese soll nicht nur nicht schaden, sondern sie soll vielmehr auch etwas leisten. Eine Einstellung, die im voraus mit ständig wiederholten Unterfütterungen rechnet, ist mehr auf das Schädliche als auf das Nützliche gerichtet." (79)

Einen sehr aufschlußreichen Bericht gibt Langer über "Erfahrungen der Wiener Schule mit gestützten Prothesen" (gemeint sind keine starr abgestützten, sondern federnd oder gelenkig verbundene Prothesen) (47). Über 100 gestützte Prothesen mit verschiedenen Federführungen und Gelenken wurden während eines Zeitraumes von 10 Jahren beobachtet und die Kammveränderungen in Modellen festgehalten. An Modellserien wurde von einer durch markante Punkte der Restzähne gehenden Linie aus der Abstand zum Kieferkamm gemessen und so der Grad der Kammresorption bestimmt.

Aus diesen Messungen, die zu gleich lang getragenen, aber frei senkbaren Prothesen bei Individuen ähnlicher Konstitution und ähnlicher Extraktionsanamnese in Beziehung gebracht werden, zieht Langer seine Schlüsse. "Bei richtig gestalteter Abstützung und ausreichender Federung bzw. Gelenkführung gelingt es demnach, je nach dem ursprünglichen Zustand des marginalen Parodonts, fast immer, die restlichen Zähne fest und in ihrer Lage zu erhalten. Nicht möglich aber scheint es, mit den federnd oder gelenkig gestützten Prothesen den Kamm wirksam zu entlasten bzw. eine Verringerung oder Verzögerung der Abbauvorgänge am Knochen zu erreichen. Innerhalb weniger Jahre ist schließlich der Kamm bis in die Höhe der Linea mylohyoidea und damit in das Niveau des Mundbodens eingeebnet. So erfüllt

die gelenkige oder abgefederte Prothese ihre Aufgabe nur zum Teil, denn es werden die restlichen Zähne auf Kosten der Kämme entlastet."

Eingangs wurde in dem Abschnitt "Aufgabenstellung" dargelegt, daß es drei verschiedene Arten der Lagerung für die einseitige Freidendprothese gibt.

Die ausschließliche Lagerung auf dem Restgebiß kann aus statischen Gründen ausgeschlossen werden, es bleiben also noch die rein gingivale und die paradental-gingivale Lagerung übrig. Nach den bisherigen Untersuchungen ist der paradental-gingivalen Lagerung in Form der starren Lagerung mit sattelförmiger Abstützung der Vorzug zu geben.

In der nun folgenden Kasuistik werden einige praktische Fälle als Beispiele für diese Art der Lagerung beschrieben. Zur Gegenüberstellung erscheinen zwei Fälle mit gingivaler Lagerung als einseitig gelagerte Freidendprothesen. Eine vergleichende Untersuchung betreffs der Lagerreaktion an Gipsmodellen der entsprechenden Fälle schließt sich an.

Kasuistik

Fall I: Gröschl Ferdinand, Alter 32 J.

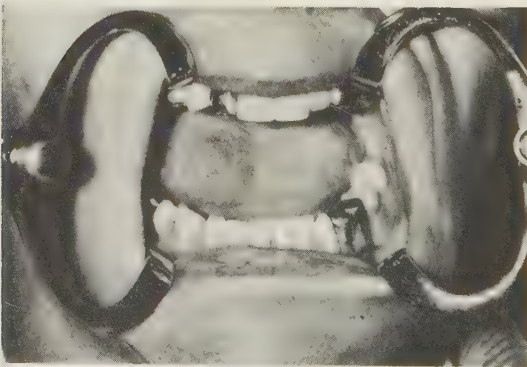


Abb. 82

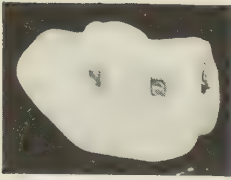


Abb. 83



Anamnese: Zahnverlust: + 2, + 4 vor 12-15 Jahren durch Karies
6+, 5+, 4+ vor 10 Jahren durch periapikale Erkrankung und -6, -7 vor 1/4 Jahr durch periapikale Erkrankung.
Der rechte obere Caninus ist retiniert.

Klinischer Befund:

ging. getr. Proth.							Br. K.						
7	E	E	E	E	2	1	1	Z	3	Z	5	6	7
7	6	5	4	3	2	1	1	2	3	4	5		
K. K.							K. K.						

Mittlerer tiefer Biß bei Neutralbißlage, rechte Molaren in Kreuzbißstellung. Kieferkamm schmal, Schleimhaut straff, Bänderansatz kammnah. Ankerzähne -4, -5 vital und klinisch fest. Der Biß ist durch ausreichende Stütz-
zonen fixiert.

Röntgenologischer Befund:

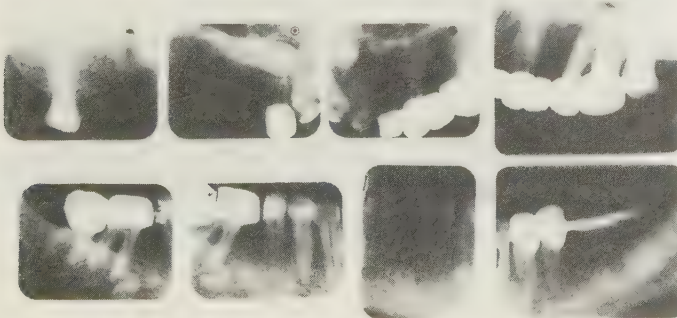


Abb. 84:
Status zu
Beginn
der Be-
handlung
vom
4.10.57

Therapie:

Die Endlücke im Unterkiefer links wurde durch einen Monoreduktor nach Zuccoli versorgt.

Eingliederung am 4.10.1957.

Nachuntersuchung:

- 22.10.57: Inkorporation: nahezu vollständig.
Kaufähigkeit: verhältnismäßig gut.
Restgebiß: unverändert.
Beschwerden: keine.
4. 6. 58: Der Patient stellte fest, daß der Kaudruck bei harten Speisen nicht nur auf die Schleimhaut, sondern auch auf den Steg übertragen wurde. Klinisch feststellbar war ein Absinken des Monoreduktors um ca. 3/4 mm. Es wurde unterfüttert. Röntgenologisch zeigt sich keine sichtbare Veränderung.
- 20.10.58: Die Kaufähigkeit ist weiterhin verhältnismäßig gut, jedoch meidet der Patient harte Brotrinde. Klinisch ist seit der Unterfütterung am 4. 6. 58 keine Veränderung der Situation festzustellen, auch röntgenologisch nicht.

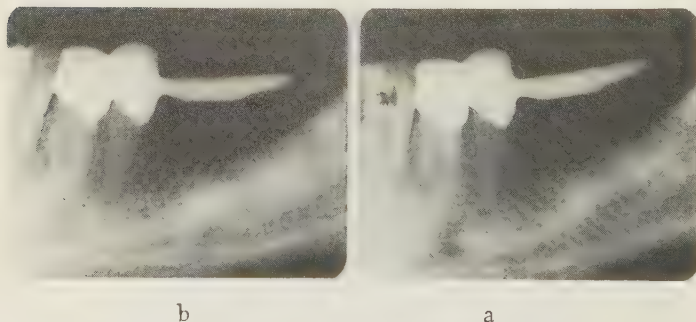


Abb. 85:

a) Röntgen-
befund vom
9.6.58

b) vom 20.10.58

Kritische Betrachtung:

Der Monoreduktor ist einer starken Kaubeanspruchung unterworfen, weil im Oberkiefer als Antagonist eine festsitzende Brücke steht und die andere Kieferhälfte durch eine abgesunkene schleimhautgetragene partielle Oberkieferprothese in der Kaufunktion beeinträchtigt ist. Daraus erklärt sich die frühzeitig notwendig gewordene Unterfütterung des Monoreduktors.

Um ein weiteres Absinken der Prothese im rechten Oberkiefer und des Mono-reduktors im linken Unterkiefer zu vermeiden, ist die gingival gelagerte Prothese im rechten Oberkiefer durch eine ausschließlich parodontal gelagerte Prothese zu ersetzen. Durch diese Maßnahme wird zugleich die Bißlage in ihrer Höhe fixiert.

Fall II: Dr. G. Höhler, Alter 37 J.

Anamnese: Zahnverlust: erstmals im 18. Lebensjahr im Molarenbereich durch Karies, während des Krieges etwa um 1942 3 weitere Zähne im Seitenzahn-bereich durch Karies (mangels Behandlung), vor 5 Jahren 6+, 5+ und vor ca. 8 Wochen 5-, +7, +8 durch Karies und periapikale Erkrankung. Der Patient hatte die ganzen Jahre über immer wieder entzündlich verändertes Zahnfleisch, trotz peinlichster Zahnreinigung.

Klinischer Befund:

Br.								K. K.							
8	7	Z	Z	4	3	2	1	1	3	4	5				
Br.								K. K.							
8	7	Z	Z	4	3	2	1	1	2	3	4	Z	Z	7	8
Br.								Br.							

OK.: Lückige Protrusion der Front, Gingiva etwas retrahiert, zeigt Bild einer Parodontopathia mixta, Kieferkamm flach.

UK.: Lückige Protrusion der Front V-Form, Parodontopathia mixta.

Bißlage: Distalbiß um 1 PB, tiefer Biß mit Einbiß, sagittale Stufe von ca. 1 cm.

Röntgenologischer Befund:

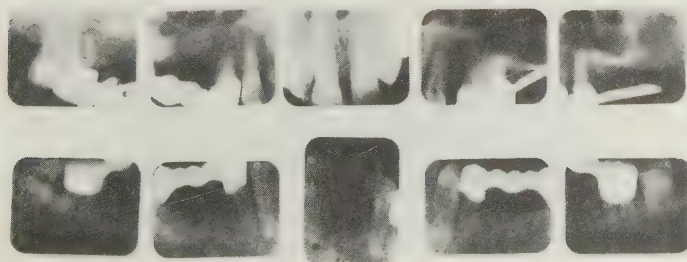


Abb. 86:
Status
vom
25.1.58

Therapie:

Die Endlücke im Oberkiefer links wurde durch einen Monoreduktor nach Zuccoli versorgt.

Eingliederung am 25.1.1958.

Nachuntersuchung:

6. 2. 58: Inkorporation: nahezu vollständig.

Kaufähigkeit: gut.

Restgebiß: unverändert.

Beschwerden: keine.

7.10.58: Der Patient hat seit der Eingliederung keine Veränderungen wahrgenommen, er kaut alles ohne auf den Monoreduktor Rücksicht zu nehmen. Bei Okklusionsstellung stehen die Zähne des Monoreduktors um ca. 1/4 - 1/2 mm außer Kontakt und besonders am mesialen Sattelrand ist in der Schleimhaut eine deutliche Impressionsfigur des Prothesensattels zu sehen. Das Röntgenbild in Abb. 87 zeigt keine deutlich sichtbaren Veränderungen.

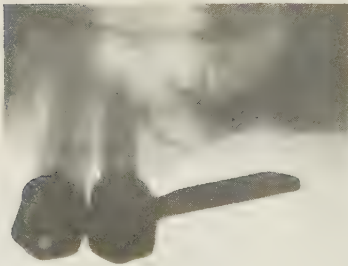


Abb. 87:

Röntgenbefund vom

7.10.58

Kritische Betrachtung:

Durch den sehr tiefen Biß und die sagittale Stufe bedingt, ist eine Okklusionsstellung der Zähne nur im Seitenzahnbereich möglich. Bei der daraus zu erwartenden starken

Kaubelastung der Seitenzähne erscheint im ersten Moment eine rein schleimhautgetragene Konstruktion wie der Monoreduktor kontraindiziert, die Bißlage ist jedoch durch festsitzende Brücken im rechten Ober- und Unterkiefer, sowie durch eine Brücke im linken Unterkiefer sicher abgestützt, so daß ein weiteres Absinken des Monoreduktors, als es bisher schon geschehen ist, nicht befürchtet werden muß, deshalb wurde auch auf eine Unterfütterung vorläufig verzichtet.

Fall III: Dodel Leonhard, Alter 63 J.



Abb. 88





Abb. 89 .

Anamnese: Zahnverlust:
1914 im Oberkiefer links und
rechts je 2 Zähne sowie im
Unterkiefer links 2 Zähne
alle im Seitenzahnbereich
und durch Karies.
Dann erst wieder 1945/46 4+,
2+ durch Karies, 3+ durch
periapikale Erkrankung.
Keiner der Zähne war ge-
lockert. Anschließend erhielt
der Patient unten links und
rechts je eine Brücke und im
Oberkiefer eine partielle
schleimhautgetragene Prothe-
se. Die Brücke unten links
mußte im März 1957 mit den

Pfeilem entfernt werden wegen periapikaler Erkrankung der Pfeilerzähne.
Der Patient hat progene Zahnstellung, glaubt jedoch, daß diese in der
Jugendzeit nicht so stark ausgebildet war oder überhaupt nicht vorhanden
war. Der Patient erinnert sich an einen Kopfstoß durch einen Spielkame-
raden gegen den Unterkiefer im Alter von 7 oder 8 Jahren, der lange Zeit
Beschwerden verursachte; dadurch könnte sich der Unterkiefer nach vorne
links verschoben haben. 1918 hatte der Patient einen Kopfdurchschuß durch
beide Stimmhöhlen, danach konnte er wochenlang nicht kauen, auch das
könnte zu einer Verlagerung des Unterkiefers beigetragen haben.
Nach Ansicht des Patienten hat sich die progene Stellung erst so stark aus-
gebildet, nachdem die Brücke unten links eingefügt war, den 1. Pfeiler-
zahn, es war der 1. Praemolar, empfand er als störend, weil er vor die
oberen Zähne zu stehen kam und nur eine Vorbißbewegung des Unterkie-
fers zuließ. Im Gelenk traten nie Beschwerden auf.

bleibt dadurch unverändert.



Abb. 91:

Röntgen-
befund
vom
15.7.58

18.2.59: Unterkiefer-Prothese ist unverändert in Lage und festem Sitz, Kaufähigkeit unvermindert. Auch die außerhalb angefertigte Oberkiefer-Prothese scheint unverändert.

Fall IV: Rothe Kurt, Alter 38 J.

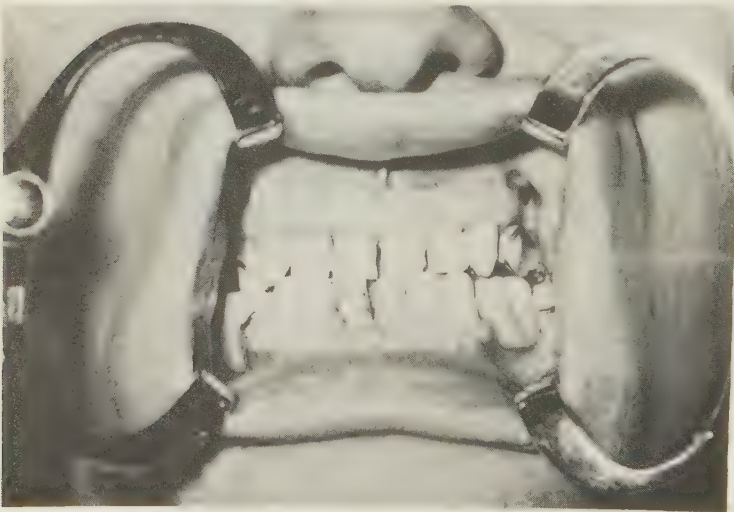


Abb. 92

Anamnese: Zahnverlust 6+ im jugendlichen Alter durch Karies. 8+, +6, +8, 8-, 6-, 5-, -6 während des Krieges 1939-45 durch Karies, die in Verbindung mit einer Bleivergiftung durch Flugzeugbenzin auftrat, +5, +7 1951 und im März 1957 -4, -5 infolge periapikaler Erkrankung.



Abb. 93: OK.: abgestützte einseitige Freidendprothese
UK.: abgestützte Schaltprothese

Klinischer Befund:

Lücke fast geschlossen													
7	↓	5	4	3	2	1		1	2	3	4	K.	
7		4	3	2	1			1	2	3		7	8

OK.: Lückenstellung im rechten Praemolarenbereich und Frontzahn-
bereich, flacher Kieferkamm, Tuber fehlt, gingivitis marginalis,
keine Lockerung.

UK.: Lückenstellung der Front, -7 nach mesial gekippt, Gingivitis margi-
nalis, keine Lockerung.

Bißlage: Mesialbiß um 1 PB.

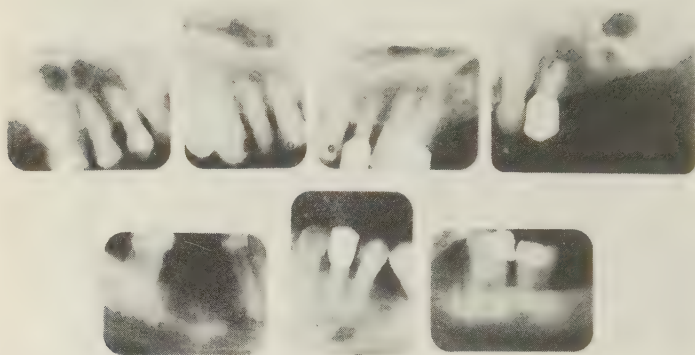
Im Frontzahnbereich Kopfbiß, im Seitenzahnbereich beiderseits
Kreuzbiß.

Therapie:

OK.: sattelförmig abgestützte Stahlprothese mit Stützkappen nach Thiel.

UK.: eingeschaltete abgestützte Stahlbügelprothese.

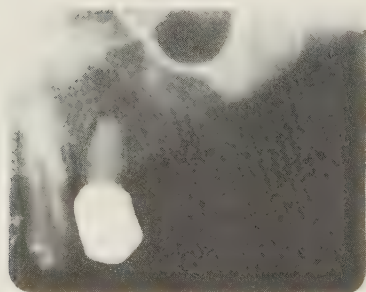
Eingliederung: 10.3.58.

Röntgenologischer Befund:Abb. 94:

Status
vom
14.1.58

Nachuntersuchung:

11. 7. 58: Inkorporation: vollständig.
Kaufähigkeit: sehr gut.
Restgebiß: klinisch unverändert.
Beschwerden: keine.
Der Patient hat beide Prothesen ohne Unterbrechung getragen.
8. 4. 59: Beide Prothesen liegen unverändert im Mund, keine Beschwerden, der Patient ist überaus zufrieden und kaut alles wie mit eigenen Zähnen.

Abb. 95:

Röntgenbefund vom 8.4.59

Kritische Betrachtung:

Wäre der Unterkiefer prothetisch überhaupt nicht oder nur mit einer schleimhautgetragenen Prothese versorgt, so würde durch die beiden endständigen Molaren

im Unterkiefer für den Freiendsattel im linken Oberkiefer eine ungünstige distale Randbelastung entstehen, ein distales Einsinken des Prothesensattels im Oberkiefer, Verringerung der Bißhöhe auf der linken Seite und Veränderung im Kiefergelenk unter Umständen sogar auf beiden Seiten könnten die Folge

sein. Durch die abgestützten Prothesen im Unter- und Oberkiefer ist Bißhöhe und Bißlage gesichert und sind qualitativ vollwertige Stützzonen wiederhergestellt.

Fall V: Duschl Josef, Alter 42 J.



Abb. 96:

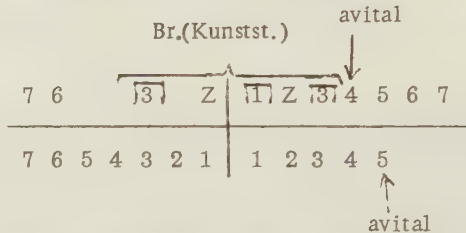


Abb. 97:

Anamnese: Zahnverlust: +2 durch Trauma 1938, 1949 1+ ebenfalls durch Trauma, 1957 -6, -7 durch Karies, 1958 5+, 4+, durch periapikale Erkrankung, 2+ nicht angelegt.

Beim Militär 1938 erlitt der Patient im linken Ober- und Unterkiefer je eine Fraktur durch Hufschlag, mehrere Zähne wurden dadurch gelockert und verschoben und wurden durch einen kieferorthopädischen Apparat wieder reguliert und gefestigt.

Klinischer Befund:



OK.: +4 Lockerung 1.Grades, Kompression, hoher Gaumen.

UK.: 2-, 1-, -1, -2 Lockerung 1.Grades, Kieferkamm: schmal, Insertion der Bänder kammfern.

Bißlage: Neutralbiß.

Front in Kopfbiß-, linker Molarenbereich in Kreuzbißstellung.

Röntgenologischer Befund:

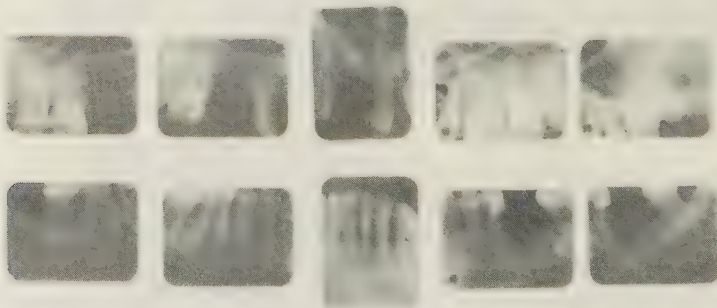


Abb. 98: Status vom 29.11.57

Therapie:

OK.: schleimhautgetragene Stahlprothese

UK.: einseitige, starr gelagerte Stahlbügelprothese,
Eingliederung 10.7.1958.

Nachuntersuchung:

27. 8.58: Inkorporation: vollständig.

Kaufähigkeit: gut.

Restgebiß: klinisch unverändert.

Beschwerden: keine.

Der Patient hatte keine Druckstelle und hat die Prothesen ohne Unterbrechung getragen.



Abb. 99:

Röntgenbefund vom

27.8.58

8. 4.59: Die untere Freidendprothese liegt unverändert im Mund. Der Patient kaut gewohnheitsmäßig weniger auf der linken Kieferseite, auf der sich der Freiendsattel befindet, was jedoch auf die früher erlittene Kieferfraktur zurückzuführen ist. Der Patient kann jedoch auch auf der linken Seite alles kauen, ausgenommen harte Brotrinde.

Im Oberkiefer wurde inzwischen die Palapontbrücke entfernt, die Stahlprothese wurde entsprechend erweitert.



Abb. 100:

Röntgenbefund vom

8.4.59.

Kritische Betrachtung:

Im Oberkiefer wurde auf eine Abstützung verzichtet, weil auf der einen Seite die Kunststoffbrücke als Stützpfiler nicht geeignet erschien und andererseits noch genügend bißtragende Stütz-zonen vorhanden waren.

Fall VI: Schwester Gunda Geissler, Alter 28 J.



Abb.
101:

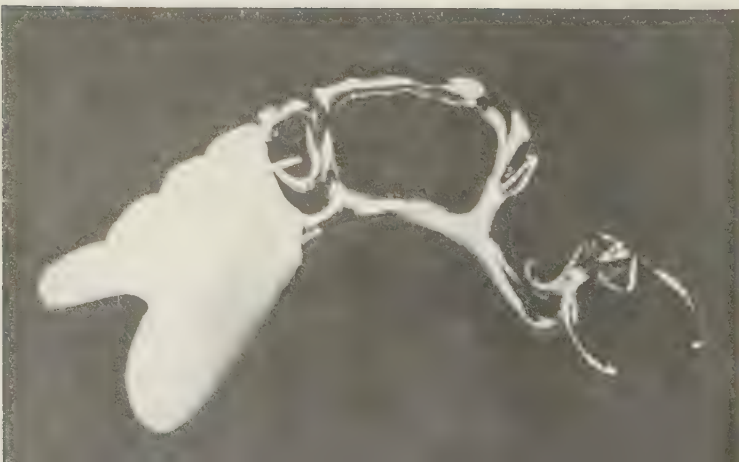


Abb.
102:

Anamnese: Zahnverlust: 5+ 1956 durch Karies.

Alle Praemolaren und Molaren im linken Unterkiefer durch Teilresektion (Adamantinom) am 27.11.57. Bei dieser Operation wurde ein Fremdimplantat eingesetzt, das jedoch nicht einheilte und fast vollständig resorbiert wurde. Am 3.3.58 wurde bei einer zweiten Operation ein Beckenspan implantiert, der nach 14wöchiger Schienung einheilte.

Klinischer Befund:

8	7	6		4	3	2	1		1	2	3	4	5	6	7
8	7	6	5	4	3	2	1		1	2	3				

OK.: keine Lockerung.

UK.: Kieferkamm flach, Insertion der Bänder und Weichteile kammnah, Schleimhauttegument dick fibrös, nachgiebig, stark kompressibel. Linker Mundwinkel hängt etwas herab, die linke Unterlippe ist unempfindlich.

Bißlage: Distalbiß um 1 PB.

Tiefer Biß abgestützt.

Sagittale Stufe 5 mm.

Röntgenologischer Befund:

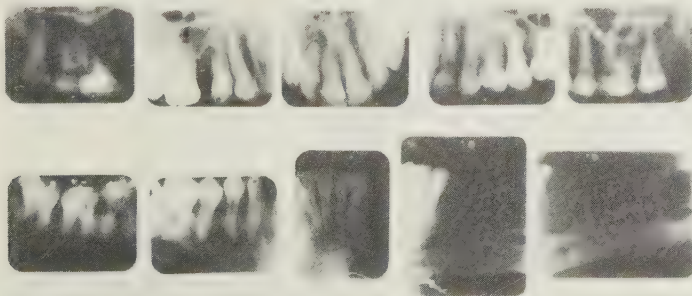


Abb. 103: Status vom 1.8.58

Therapie:

UK.: einseitige, starr gelagerte Stahlbügelprothese mit fortlaufender Kap-penschiene nach van Thiel.

Eingliederung: 31.7.58.

Nachuntersuchung:

21. 5. 59: Die Prothese liegt unverändert im Mund, der Sitz ist gelockert, die Patientin hatte sich auswärts die Klammer -2 erneuern lassen, die durch unvorsichtige Handhabung beim Reinigen gebrochen war. -2 lingual hat sich ein chronischer Dekubitus manifestiert, der durch den Übergang des Sublingualbügels zum Prothesensattel entstanden ist. Die Patientin fühlte sich durch die Druckstelle nicht sonderlich behindert. Die Klammer -2 wurde entsprechend nachgebogen und die Druckstelle beseitigt. Die Prothese wurde ständig getragen, außer in der Nacht; die Patientin hatte keinerlei Schwierigkeiten damit und berichtet, daß, wenn sie abends die Prothese herausnimmt, sie das Gefühl hat, daß sie weniger Halt habe, auch komme die Lähmung der linken Unterlippe stärker zum Ausdruck, sie könnte überhaupt ohne die Prothese jetzt nicht mehr sein. Kauen kann die Patientin nicht auf der linken Kieferseite.

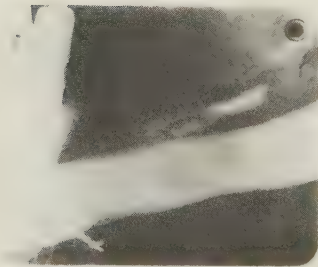


Abb. 104:

Röntgenbefund vom
21. 5. 1959

Kritische Betrachtung:

Der vorliegende Fall zeigt, daß auch bei entsprechend schwierig zu lösenden prothetischen Aufgaben die starre Lagerung zum Erfolg führen kann, eine schleimhautgetragene oder gelenkig verankerte Prothese wäre in diesem Fall kaum denkbar, da ja der Kiefer geschieht und gestützt werden soll.

Fall VII: Ludwig Karl, Alter 69 J.

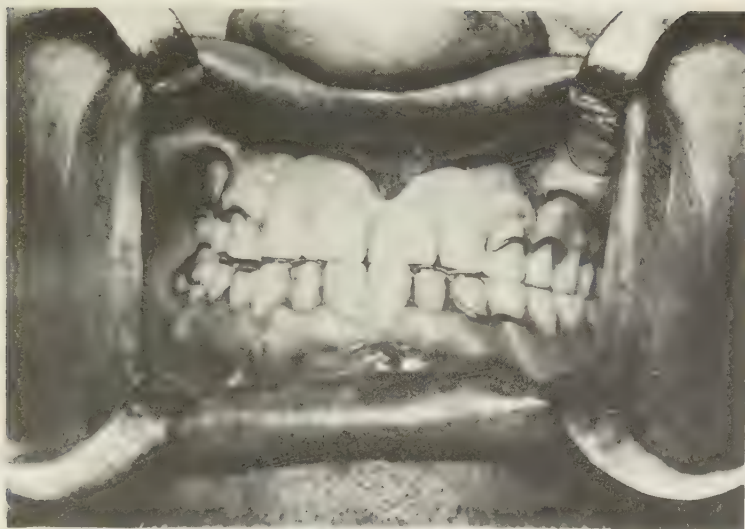


Abb.
105:



Abb.
106:

Anamnese: Zahnverlust: Der Patient kann sich nicht mehr an den Zeitpunkt der Zahnextraktionen entsinnen. -5, -6, -7, -8 wurden schon vor mehreren Jahren entfernt wegen zu großer Lockerung, ebenfalls wegen Lockerung erfolgten die früheren Extraktionen im Oberkiefer. +6, +7 wurden auf Grund periapikaler und parodontaler Erkrankung vor einigen Wochen extrahiert. Der Patient wurde zur Anfertigung eines Monoreduktors im Unterkiefer überwiesen, auch der Oberkiefer sollte prothetisch versorgt werden. Der Patient ist Prothesenneuling.

Klinischer Befund:

4							3			
7	6	5	4	3	2	1	1	2	3	4
↑					↑	↑	↑	↑		↑
L ₁					L ₁	2	4	1		2
Lockerung										

OK.: Kieferkamm sehr flach, Tubera mäßig ausgeprägt.

UK.: Kieferkamm flach, Insertion der Bänder kammnah, starker Zahnstein- und Raucherbelag. Gingiva stellenweise retrahiert, Taschen mehr oder weniger vertieft. Zähne stark abradert mit Schliffacetten.

Bißlage: Neutralbiß, Kopfbißstellung.

Röntgenologischer Befund:

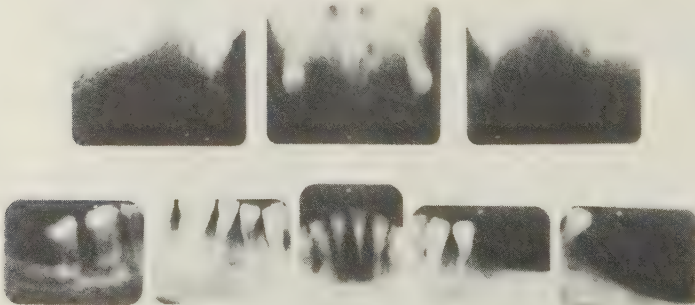


Abb. 107: Status vom 30.7.58

Zur Prothesenplanung: Die Anfertigung eines Monoreduktors im Unterkiefer ist a auf Grund des Röntgenbefundes nicht mehr möglich.

1-, -1, und -4 wurden am 31.7.58 extrahiert. Das parodontal insuffiziente Restgebiß macht eine Schienung erforderlich.

Kritische Betrachtung:

Der prothetische Erfolg muß bei dem Patienten unter dem Gesichtspunkt bewertet werden, daß dessen körperliche und geistige Kräfte unter dem Einfluß einer Arteriosklerose im Nachlassen begriffen sind. Außerdem muß beachtet werden, daß sich ein Patient im Alter von 70 Jahren als Prothesenneuling sehr schwer an den Fremdkörper Prothese gewöhnt.

Fall VIII: Roßberger Zenta, Alter 51 J.

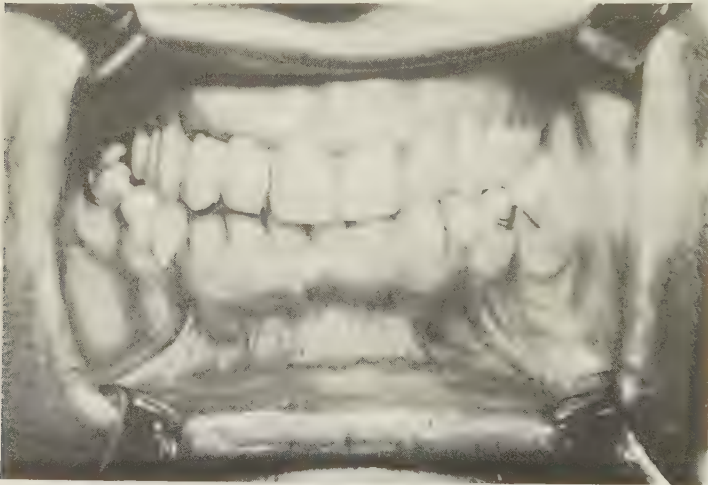


Abb.
109:

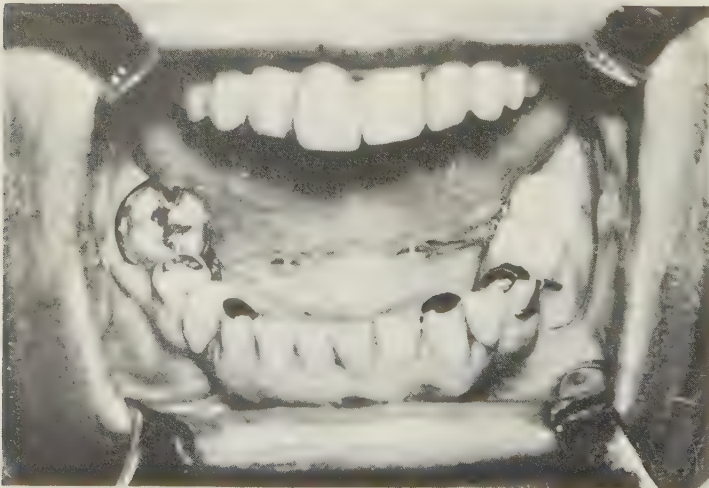


Abb.
110:

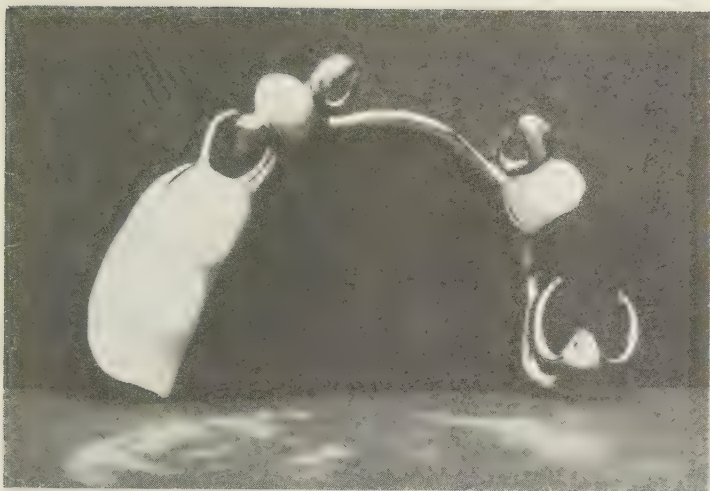


Abb.
111:

Anamnese: Zahnverlust: genaue Daten über Zeitpunkt und Ursache sind nicht bekannt, beginnend vor ca. 30 Jahren kamen die Zähne nach und nach wegen Karies und periapikaler Erkrankungen zur Extraktion. Letzter Zahnverlust vor ca. 3 Monaten +3 und ein Wurzelrest +6 wegen periapikaler Erkrankung und 5+ zur besseren prothetischen Versorgung (nach diesen Extraktionen war ein chronisches rheumatisches Leiden vollständig verschwunden), ebenfalls 4- und -4 vor 5 Monaten (periapikale Erkrankung). Die Endlücke von -6 bis -8 existiert schon seit 20-30 Jahren ebenfalls im Oberkiefer auf derselben Seite. Die Patientin fürchtete sich vor herausnehmbarem Zahnersatz und ließ die Lücken deshalb unversorgt. Von 2+ bis 5+ und +2 bis +3 waren seit ca. 25 Jahren feste Brücken eingegliedert, welche vor 3 Monaten entfernt wurden. Der Oberkiefer wurde vor 8 Wochen mit einer schleimhautgetragenen partiellen Prothese versorgt.

Klinischer Befund:

ging. getr.						Proth.					
E	E	E	E	13:21E	E	E	1	E	E	E	E
6	5	3	2	1		1	2	3	5		

OK.: Kieferkamm beiderseitig sehr schmal, allgemein schmale apikale Basis, Tubera gut ausgebildet. Insertion der Bänder kammfern. Keine Lockerung.

UK.: Kieferkamm sehr schmal, auf der Kammhöhe eine etwas bewegliche fibröse Schleimhautleiste.

Insertion der Bänder kammnah. Keine Lockerung. Verschiebung der Mittellinie nach rechts.

Bißlage: Distalbiß um $1/2$ PB., tiefer Biß abgestützt, sagittale Stufe 5 mm.

Röntgenologischer Befund:

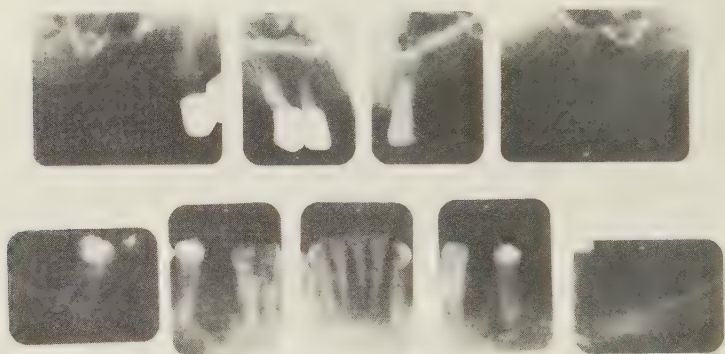


Abb. 112: Status vom 27. 8. 58

Therapie:

UK.: starr gelagerte Stahlbügelprothese mit Stützkappen nach van Thiel.

Eingliederung: 25. 8. 58.

Nachuntersuchung:

7. 4. 59: Lage und fester Halt der Unterkieferprothese ist unverändert, auch die Oberkieferprothese erscheint unverändert. Der Kauakt erfolgte bisher gleichmäßig auf beiden Seiten ohne Unterschied in der Belastbarkeit und ohne Beschwerden. Der zweite Praemolar links unten ist seit ca. 2 Wochen hypersensibel auf kalt, worauf die Patientin die Kautätigkeit mehr auf die rechte Seite verlagerte. Der genannte Zahn wurde mit "Perudent" behandelt. Beide Prothesen sind vollständig inkorporiert und werden bei Tag und Nacht getragen.



Abb. 113:

Röntgenbefund vom
7.4.59

Kritische Betrachtung:

Die statische Situation für die einseitige Freidendprothese im Unterkiefer ist durch das Vorhandensein der schleimhautgetragenen doppelseitigen Freidendprothese im Gegenkiefer sehr günstig zu bewerten.

Vergleichende Untersuchungen an Gipsmodellen, der in der Kasuistik beschriebenen Fälle

Bei den in der Kasuistik beschriebenen Fällen wurden von jedem Patienten zu Beginn der Behandlung und bei der späteren Nachuntersuchung Alginat-Abdrücke von dem die einseitige Freidendprothese tragenden Kiefer genommen und Modelle aus Hartgips gefertigt. Es sollte nun untersucht werden, ob und in welchem Maße sich der Kieferkamm nach einer gewissen Tragezeit der Prothese verändert hat. Dazu wurde ein Verfahren angewandt, das van Thiel (80) zu vergleichenden Untersuchungen an Gipsmodellen Zahnloser praktizierte und beschrieb. Es wurden mit Hilfe von Sägeschnitten Oberflächenbilder in bestimmten Zonen der prothesentragenden Kieferkämme hergestellt.

Wenn von ein und demselben Kiefer von verschiedenen Modellen vergleichbare Oberflächenbilder gewonnen werden sollen, so ist es nötig die Sockelbasis der Modelle vor dem Durchsägen in derselben Ebene zu orientieren. Zu diesem Zweck wurde eine Einstellvorrichtung benutzt, welche aus einem kleinen Tisch mit 3 verstellbaren Schraubvorrichtungen besteht (s. Abb. 114).

Die Modelle wurden in 3 markanten Punkten auf den Zähnen fixiert, nachdem eine glasklare Basisplatte auf den bezahnten Teil aufgedrückt und zum Durchtritt der Schraubstifte an den 3 Punkten durchbohrt wurde.

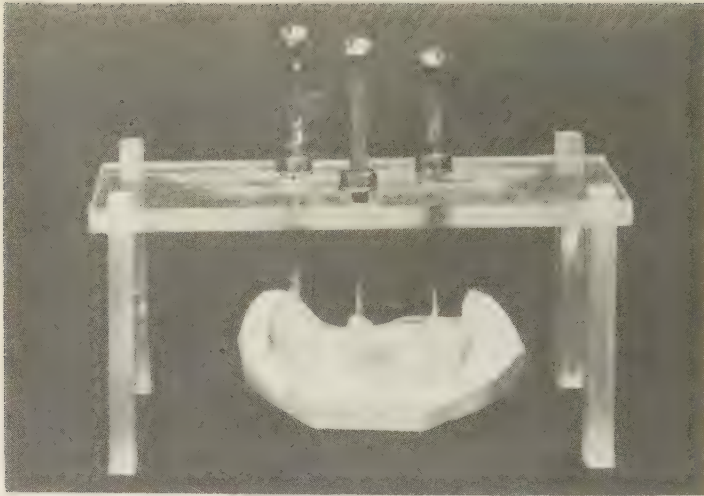


Abb. 114:
Vorrichtung zur gleichmäßigen Sockelung mehrerer Gipsmodelle des gleichen Falles.

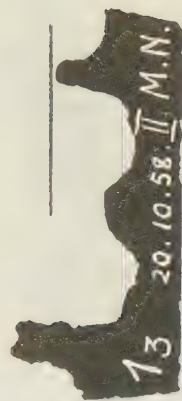
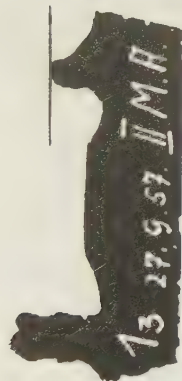
Mit Hilfe dieser Schablone ist es möglich das **zweite** Modell auf genau denselben 3 Punkten zu fixieren, nachdem das erste durch Untergießen von Gips gesockelt wurde. Es ist größter Wert darauf zu legen, daß der Einstelltisch auf eine vollständig plane Tischplatte zu stehen kommt.

Nachdem die Modelle auf diese Weise für die Durchsägung vorbereitet waren, wurden auf dem zahnlosen Kieferkamm der Anfangsmodelle (zu Beginn der Behandlung gewonnen) 3 Punkte festgelegt:

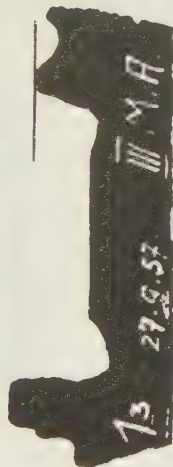
1. im mesialen Sattelteil,
2. in der Sattelmittle,
3. im distalen Sattelteil.

Diese 3 Punkte wurden mittels einer durchsichtigen Prepon-Wachs-Schablone auf das zweite Modell, das Nachuntersuchungsmodell, übertragen. Genau in den 3 Punkten wurden die Modelle in transversaler Richtung parallel durchgeschnitten, wozu eine Gehrungssäge diente, wie sie in jeder Tischlerwerkstätte zu finden ist. Die so gewonnenen Schnittflächen wurden schwarz lackiert und nebeneinandergestellt photographiert. Die folgenden Abbildungen zeigen die gewonnenen Oberflächenbilder.

a



b



c

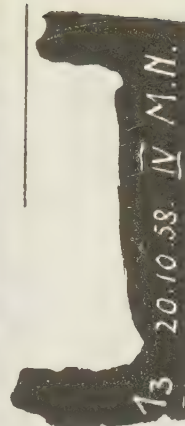
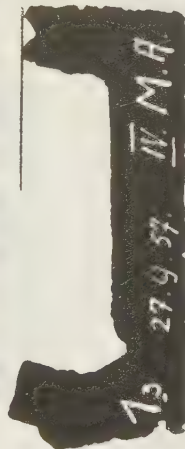


Abb. 115:

Sägeschnittbilder des Falles I. Die Oberflächenbilder auf der bezahnten Seite des Nachuntersuchungsmodells sind mit denen des Anfangsmodells nicht identisch. Der Grund dafür ist, daß zwischenzeitlich zwei Kro- nen 6- und 7- erneuert wurden. Die Kieferkammhöhe von M. N. ist in a, b und c jeweils um $\frac{3}{4}$ bis 1 mm geringer als diejenige von M. A.



Abb. 116:

Sägeschnittbilder des
Falles III.

Die Kieferkammhöhe von
M. N. in a, b und c
zeigt gegenüber M. A.
keine meßbare Differenz.



Abb. 117:

Sägeschnittbilder des
Falles IV.

Die Kieferkammhöhe
von M. N. in a, b und
c zeigt gegenüber
M. A. keine meßbare
Differenz.

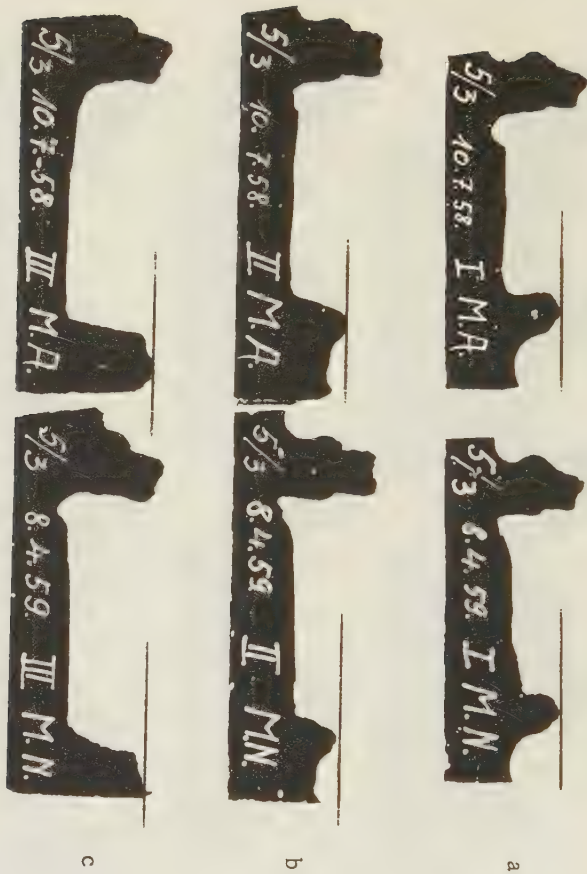


Abb. 118:

Sägeschnitbilder des Falles V.

- a) gleiche Kammhöhe
- b) M. N. ca 1/2 mm kleiner als M. A.
- c) gleiche Kammhöhe, das Profil erscheint leicht verändert.



Abb. 119:

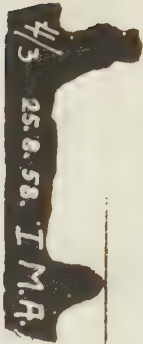
Sägeschnittbilder des
Falles VII.

a, b und c zeigen keine
meßbare Veränderung
der Kammhöhe.

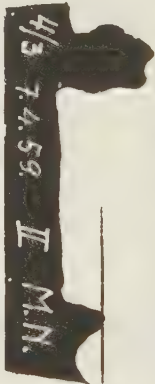
Abb. 115 - 120:

- a = Transversalschnitt im mesialen Sattelteil
 unmittelbar hinter dem letzten Restgebisszahn.
 b = Transversalschnitt in Sattelmitte.
 c = Transversalschnitt im distalen Sattelteil
 (Gegend des distalen Prothesenrandes).

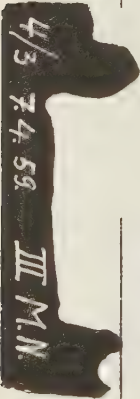
M. A. = Anfangsmodell.
 M. N. = Nachuntersuchungsmodell.



a



b



c

Abb. 120:

Sägeschnittbilder des
 Falles VIII.

a, b und c zeigen keine
 meßbare Differenz
 der Kammhöhe.

Die Modelle M. A. und M. N. sind so in einer Ebene nebeneinander gestellt, daß die Kieferkammhöhen verglichen werden können. Dies wird durch eine parallel zur Basis verlaufende Linie, welche die Kammhöhe von M. A. tangiert, erleichtert. Dadurch soll festgestellt werden, ob und in welchem Umfang durch den Prothesensattel Veränderungen der Kieferkammoberfläche verursacht wurden.

Fall II und Fall VI sind bei diesen vergleichenden Untersuchungen unberücksichtigt geblieben; Fall II, weil dieser erst 3 Wochen nach Eingliederung des Monoreduktors übernommen wurde und daher kein Anfangsmodell vorlag, und Fall VI, weil dieser einen irregulären Fall darstellt.

Ergebnis:

Die Resultate aus diesen vergleichenden Untersuchungen mittels Sägeschnitten von Gipsmodellen decken sich vollkommen mit den klinischen Beobachtungen der untersuchten Fälle. Demnach ist bei Fall I (Abb. 115), der mit einem Monoreduktor nach Zuccoli versorgt wurde, ein deutliches Absinken festzustellen, und bei allen übrigen Fällen, welche durch eine starr gelagerte, sattelförmig abgestützte Prothese versorgt wurden, ist kein Absinken des Prothesensattels festzustellen.

Um etwas Endgültiges über den Vergleich des Monoreduktors als einer schleimhautgetragenen gegenüber der sattelförmig abgestützten, starr gelagerten Prothese aussagen zu können, wäre es erforderlich, Großversuche mit einer stattlichen Anzahl von Fällen, welche über mehrere Jahre zu beobachten wären, durchzuführen. Das ist allerdings im Rahmen der vorliegenden Arbeit nicht möglich.

Bezeichnend ist jedoch, daß die Ergebnisse der Untersuchungen aus der Kausistik sich weitgehendst mit denen aus den statisch-kinematischen Berechnungen und den vergleichenden Untersuchungen durch Belastungsversuche auf dem Modell decken.

Zur Methodik vergleichender Untersuchungen mittels Sägeschnitten am Gipsmodell ist zu sagen, daß diese Methode sich für derartige Untersuchungen als durchaus brauchbar erwiesen hat. Grundbedingung für gute und brauchbare Ergebnisse mit der Sägeschnittmethode ist ein pedantisch sorgfältiges Vorgehen bei allen technischen Manipulationen.

Z u s a m m e n f a s s u n g

Nach einer einleitenden Betrachtung über das "Warum" einer prothetischen Versorgung der einseitigen Endlücke wird zur Problematik der einseitigen Freundprothese übergeleitet. In einer eingehenden Betrachtung über die Mechanik der Prothese finden die statischen Berechnungen von Kantorowicz besondere Beachtung.

In einem Vergleich der elastisch gelagerten (schleimhautgetragenen) mit der mesial aufgestützten Prothese gibt Kantorowicz der elastisch gelagerten Prothese in statischer Sicht den Vorzug, weil die Belastungsverhältnisse in der Sattelmittle günstiger liegen; durch eine Erweiterung der Kantorowicz'schen Berechnungen besonders im mesialen Satteldrittel wird gezeigt, daß die Belastungsfähigkeit der mesial aufgestützten Prothese in allen Punkten günstiger oder gleich ist mit Ausnahme der Sattelmittle, wobei dies im mesialen Satteldrittel besonders augenfällig wird, wo sich gerade bei der schleimhautgetragenen Prothese eine mesiale Randeinsenkung auf das Parodontium des endständigen Pfeilerzahnes besonders ungünstig auswirken kann.

An Beispielen über bisher übliche und bekannte Prothesentypen zur Versorgung der einseitigen Endlücke schließen sich ausführliche Betrachtungen über die einseitig gelagerte Prothese an. Einige Konstruktionstypen dieser Prothesenart wurden Belastungsversuchen auf dem Modell mit elastischem Lager unterzogen, wonach sich ein eindeutiges Plus für die mesial aufgestützte Prothese ergab. Zwei in diese Belastungsversuche einbezogenen Versuchskonstruktionen mit sattelferner Abstützung erzielten die günstigsten Ergebnisse. Nach einer ergänzenden Kasuistik wird eine Methode zur vergleichenden Untersuchung von Gipsmodellen mittels Sägeschnitten beschrieben.

Diese Untersuchungsmethode dient zur Feststellung von Veränderungen der Kieferoberfläche der in der Kasuistik besprochenen Fälle nach einer bestimmten Tragezeit der Prothese. Besonders deutlich lassen sich dadurch Veränderungen der Kieferkammhöhe feststellen.

Das Ergebnis dieser vergleichenden Untersuchungen unterstreicht die Resultate aus den statischen Berechnungen und den Belastungsversuchen auf dem Modell.

L i t e r a t u r

1. Ackermann, Fr., Genf zitiert nach THE, Se Hon, Diss. Bonn 1955
2. Biaggi, A. "Prothesenkonstruktionen mit dem Biaggi-Gelenk". Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde in Vorträgen, Heft 3.
3. Bleicher, S. "Die individuelle partielle Prothese". DDZ. 54/8, S. 315.
4. Bonyhard "Resilienz, Resorption und Prothesengestaltung". Z. f. Stom, 1938, S. 10.
5. Conod "Biomechanik der part. Proth." Z.M.K. -Heilkunde in Vorträgen 3/1951 C. Hanser Verl. München.
6. Darcissac, M. "Le Bridge "Amorti" suite d'une Technique du Bridge Total". Julien Prélat Editeur Paris 1949.
7. Darcissac, M. "Attachements Articulés pour Bridges Amortis" (Shock absorbing bridge). Fabricqués par la Société des Cendres (M. Copin & Cie.) 39, rue des Frances-Bourgeois, Paris-IV.
8. Drum, W. "Ear-Lock, Nr. 692". Quintessenz 59/8 Ref. Nr. 1260.
9. Egli, Basel "Die Eigenbeweglichkeit der Zähne in Beziehung zur dental gestützten Prothese". Referat auf der wissenschaftl. Jahrestagung der ARPA vom 25. -27. Sept. 1959.
10. Elbrecht, A. "Systematik der abnehmb. part. Prothese". 3. Aufl. 1942, neu erschienen 1949.
11. Elbrecht, A. zitiert nach Wild DZZ. 49/3/4.
12. Fehr, C.U. "Die Hauptprobleme d. abnehmb. Teilprothese". ZR, 52/H. 6.

13. Fischer, Stuttgart "Abnehmbare Schiene in Brückenform im parodontalgefährdeten Gebiß".
Wissenschaftl. Jahrestagung der ARPA vom 25. -27. Sept. 1959 in Lindau.
14. Frey-Nyitrai, M. "Das Frei-Gelenk, ein Gelenk im Eingußverfahren".
DZZ. 53/13, S. 112.
15. Frey, M. "Neue Konstruktionselemente zur Dreipunktaufhängung des Freiendsattels in zentraler Lage am Restgebiß".
Referat und Demonstration anlässlich der Jahrestagung der ARPA vom 25. -27. Sept. 1959 in Lindau.
16. Frey, M. "Neue Konstruktionselemente zur Aufhängung des Freiendsattels in zentraler Lage am Restgebiß".
Separatdruck aus der Schweiz. Monatsschrift f. ZHK., Band 69, 1959/11.
17. Gärtner, W. Messungen der Nachgiebigkeit der Kiefer-schleimhaut unter part. Prothesen im Unterkiefer.
M. Diss. Berlin F.U. 1955.
18. Gerber, A. "Die untere Freundprothese".
DZZ 49/3/4.
19. Gottlieb zitiert nach Kantorowicz, DZZ 49/3/4.
20. Häupl, K. "Zahn-, Mund- u. Kiefer-Heilkunde".
4. Band, Verl. Urban u. Schwarzenberg, Wien.
21. Heintz, U. "Die Peitschenfeder, ein Beitrag zur Freundprothese".
ZW. 3/56, S. 54.
22. Heintz, U. Nachwort über die Weiterentwicklung der "Kästschiene" zur Stegschiene.
ZW. 51/11 S. 251.

23. Heintz, U. persönliche Mitteilung vom 20.10.57.
24. Heintz, U. "Verankerung von Freundprothesen".
DZZ. 56/15, S. 869.
25. Heintz, U. "Die Haarnadelschamrierfeder".
Quintessenz 55/1, Ref.Nr. 347.
26. Heintz, U. "Ist das Büroklammerprinzip in der Zahn-
heilkunde heute noch tragbar?"
DZZ 59/14, S. 956.
27. Heintz, U. "Die implantat-gestützte, einseitige
Freiendprothese".
DZZ 58/7.
28. Heintz, U. persönliche Mitteilung vom 3.11.59
29. Heintz, U. "Knopf-Anker mit Gilmore-Reiter".
Ein technisch einfaches Verfahren zur
Befestigung von Freiendprothesen für
gehobene Ansprüche.
ZWR. 59/8.
30. Hirsch "Über die Schleimhautnachgiebigkeit unter
partiellen Prothesen".
Volksdruckerei Basel 1949.
31. Jantzen, I. "Das W. -Gelenk".
DZZ. 59/8, S. 601.
32. The Se Hon "Über die elastische, gelenkige und elastisch-
gelenkige Verankerung von doppelseitigen Frei-
endprothesen". Diss. Bonn 55.
33. zitiert nach The Se Hon.
34. Hromatka, A. "Die partielle OK. -Prothese aus Kunststoff".
C. Hanser Verl. München 1953.
35. Hromatka, A. "Erfahrungen mit dem Monoreduktor".
ZR. 57/13.
36. Jungkunz, W. "Kleine einseitige Freiendprothesen".
DZZ. 59/7, S. 547.
37. Jupitz, W. "Erfahrungen mit dem Monoreduktor".
DZZ. 59/22.

38. Kantorowicz, A. Statik der partiellen Prothese.
DZZ. 49/3/4.
39. Kennedy zitiert nach The Se Hon.
40. Kettler, W. "Messung der Resilienz der Unterkiefer-
schleimhaut unter Freiidprothesen am
Modell".
Med.Diss. Berlin F.U. 1956.
41. Korkhaus, G. "Die Problematik der part. Prothese".
DZZ. 1949/3/4.
42. Körber, E. "Zur Frage der starren Lagerung von
Unterkieferfreiidprothesen."
Z.R. 57/17.
43. Körber, E. persönliche Mitteilung vom 27.10.57.
44. Körber, E. persönliche Mitteilung vom 26.9.59.
45. Körber, E. "Kaukraft und Schleimhautresilienz".
DZZ. 54/6.
46. Kreimeyer, H.
Farrenkopf, G. "Abstützung der skelettierten Prothese
durch Klammern und Aufleger".
DZZ., 53/13, S. 395.
47. Langer, H. "Erfahrungen der Wiener Schule mit ge-
stützten Prothesen".
DZZ. 57/8.
48. Müller, Beat zitiert nach Strack (6).
49. Müller, Beat "Probleme der Freiidprothese und ihre
Lösung".
DZZ. 49/3/4.
50. Naucke, R. "Ein Beitrag zur Lösung des Problems der
Freiidprothese".
Z.R. 55/10.
51. Naucke, R. persönliche Mitteilung vom 15.1.58
52. Pfeiffer "Untersuchungen über die Resilienz der
durch die Prothesen beanspruchten Gewebe
und ihre Bedeutung für die Okklusion der
Prothesen".
Schw.Mschr. f. ZHK. 39/401/1929.

53. Rehm, H. "Wissenschaftl. Erkenntnisse und klinische Erfahrungen auf dem Gebiete der prothetischen Behandlung des Lückengebisses".
DZZ. 49/3/4.
54. Rehberg, H.J. Federn und Federmaterial in der Prothetik.
DZZ. 52/31/1270.
55. Reichenbach, E. "Zeitbedingte bewährte Ausweichkonstruktionen der part. Proth. unter Berücksichtigung der patholog. Besonderheiten des Lückengebisses".
DZZ. 49/3/4.
56. Ritter, G. Diskussionsbeitrag zu "Die partielle Prothese" während der 2. Tagung des Fortbildungsinstituts der Rheinischen Zahnärzte in Bonn im Oktober 1948.
DZZ. 1949/3/4.
57. Rumpel, C. Klinik der modernen zahnärztlichen Prothese. Berlin 1927.
58. Selbach, F.W. "Prothetische Fundgrube".
Zahnärzte-Kalender 1958 S. 130.
59. Singer, F. "Die Schamierprothese nach Strini".
Quintess. 54/1 R.Nr. 392 (aus Journal of the Intern. Ass. of Dental Students 2/53).
60. Singer, F. "Der Monoreduktor des Florentiner Prothetikers Zuccoli".
Z.Pr. 54/6 S. 9.
61. Singer, F. "Die bügel- und klammerlose einseitige Freidendprothese".
DZZ. 57/6 S. 495.
62. Singer, F. persönliche Mitteilung vom 2.11.57.
63. Singer, F. "Über Gelenke".
Quintess. 55/11 Ref.Nr. 677.
64. Sohm "Untersuchungen über die Kompressibilität der Gaumenschleimhaut bei senkrechter Druckeinwirkung".
Z.F. Stomat. 1934 S. 202.

65. Spreng, M. "Über partielle Prothesen, die den Rest-
zähnen aufgestützt werden".
DZZ 56/22.
66. Spreng, M. "Die fortlaufende Klammer".
deutsch. Zahnärzte-Kalender 1951.
67. Strini zitiert nach Körber (44)
68. Strini "Il sistema a camiera nelle protesi schele-
strata ad estremità libera".
Distribuzione Esclusiva Brevetti Dr. Strini
Ditta Lao Mucchi Metalli Preziosi Roma 1957.
69. Strack, R. Problematik der Versorgung des Lücken-
gebisses.
DZZ. 1952/17, 18.
DZZ. 1953/11, 12, 13.
70. Strack, R. zitiert nach Fischer (47).
71. Schnyler zitiert nach The Se Hon (32).
72. Schön, Fr. "Die abnehmbare Freindbrücke".
DDZ. 54/13.
73. Schön, Fr. persönliches Schreiben vom 26.10.57.
74. Schröder, H. Zahnärztl. Prothetik eine Wissenschaft.
Dtsch. Zahnärztl. Wschr. 33, 201 (1930).
75. Schwarz zitiert nach Kantorowicz.
DZZ. 49/3/4.
76. van Thiel "Abstützung und Befestigung der abnehm-
baren Prothese am Restgebiß".
DZZ. 54/20, S. 1189.
77. van Thiel "Über starr gelagerte Teilprothesen".
Z.R. 56/16, S. 373.
78. van Thiel Colloquium für fortgeschrittene Kliniker".
Wintersemester 57/58, Universität München.

79. van Thiel Vortrag über "die partielle Prothese an-
läßlich einer Fortbildungstagung des
zahnärztl. Bezirksverbandes München
Stadt und Land, Sommer 1957.
80. van Thiel "Über vergleichende Untersuchungen an
Gipsmodellen Zahnloser".
DDZ. 59/11.
81. van Thiel Vorlesung Wintersemester 1956/57
Universität München.
82. Uhlig, H. "Über die Kaukraft".
DZZ. 53/1.
83. Uhlig, H. "Grundsätzliches, Anwendungsmöglichkeiten
und Technik implantatverankerter Prothesen".
84. Vachuda, Josef "Theorie und Praxis der partiellen Prothese".
u. Lenk, R. Verl. W. Maudrich, Wien 1951.
85. Volk "Gaumenschleimhautkompressibilität, ihre
Messung und praktische Bedeutung".
Diss. Heidelberg 1935.
86. Voss, R. "Kritische Stellungnahme zum Problem der
durch Kappenschienen abgestützten heraus-
nehmbaren Teilprothese".
Vortrag anlässlich der wissenschaftlichen Ta-
gung der Deutsch. Gesellsch. f. zahnärztl.
Prothetik und Werkstoffkunde in München
am 21./22. 8. 56, siehe auch Dent. Labor
56/12.
87. Wannenmacher, Zürich "Beitrag zur Therapie des Lückengebisses mit
starrten Prothesen". Referat auf der wissen-
schaftlichen Jahrestagung der ARPA vom
25. -27. Sept. 1959 in Lindau.
88. Wannenmacher, Zürich persönliche Mitteilung.
89. Wenzel, S. "Die Freundprothese unter besonderer
Berücksichtigung ihrer Konstruktion in der
Sozial-Praxis".
D., Ref. 52/1/2.

90. Wild, W. "Über die planmäßige prothetische Behandlung des Lückengebisses".
DZZ, 1949/3/4.
91. Wupper, H. "Kasuistischer Beitrag zur Versorgung einseitig verkürzter Zahnreihen".
Quintessenz 5/1960, Ref.Nr. 1418.

Besonderer Dank sei

Herrn Professor Dr. H. van Thiel

ausgesprochen für die Überlassung des Themas
sowie eines Arbeitsplatzes in der prothetischen
Abteilung der Klinik, ebenso wie für seine zahl-
reichen Hinweise und Anregungen.

Lebenslauf

Ich, Hans Christoph Hommel, bin geboren am 21. Februar 1927 in Langenau im Kreis Ulm/Donau als Sohn des Mechanikers Wilhelm Hommel und dessen Ehefrau Marie, geb. Braunmiller. In Langenau und Ulm verbrachte ich meine Schulzeit bis zum Abitur im Juni 1946. Diese Schulzeit wurde von Dezember 1943 bis November 1945 durch Militärdienst und Kriegsgefangenschaft unterbrochen.

Nach dem Abitur 1946 war ich im Zimmerer-Handwerk tätig bis ich im April 1948 die dentistische Laufbahn einschlug mit dreijähriger Praktikantenzeit in Stuttgart-Hohenheim und dreijähriger Technikerzeit in Stuttgart-Hohenheim, Lauingen/Donau und Ulm.

Im Mai 1954 begann ich das Studium der Zahnheilkunde an der Universität in München, das ich nach 8 Semestern dort mit der Approbation zum Zahnarzt am 25. Juni 1958 beendete.

Nach meiner Studienzeit war ich in verschiedenen zahnärztlichen Praxen in Schongau/Obb., Ulm, Neu-Ulm und Donauwörth als Assistent und Vertreter tätig und bin nunmehr seit 1. Juni 1960 bei Herrn Zahnarzt Dr. Schwandner in Ulm als Assistent.

gez. Hans Hommel

